

TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI

Fakulta mechatroniky, informatiky a mezioborových studií

Studijní program: B2612 – Elektrotechnika a informatika

Studijní obor: 2612R011 – Elektronické informační a řídicí systémy

Model klíční kosti

Collarbone model

Bakalářská práce

Autor: **Vilém Šimek**

Vedoucí práce: Ing. Josef Novák, Ph. D.

V Liberci 15. 5. 2010

Prohlášení

Byl jsem seznámen s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracoval samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím diplomové práce.

V Liberci 15. 5. 2010

Podpis: _____

Poděkování

Tímto děkuji vedoucímu práce panu Ing. Josefu Novákovi za podnětné připomínky v průběhu zpracování této práce a za jeho čas, který mi věnoval při konzultacích. Dále bych chtěl poděkovat rodičům za podporu a motivaci v celém průběhu studia. Děkuji i kamarádům, kterým jsem občas povídal o této práci, že mě vyslechli a někdy mi i poradili.

Abstrakt

Tato práce se zabývá anatomii pohybového systému a anatomii pletence horní končetiny. Speciální pozornost je zaměřena na klíční kost a její funkci. Klíční kost je v softwaru ANSYS vymodelována na základě odborné literatury. Z odborné literatury jsou také stanoveny okrajové podmínky dle předpokládaných fyziologických parametrů a je provedena deformačně-napěťová analýza. Jsou analyzovány situace, kdy je horní končetina zatížena břemenem a situace, kdy je na ramenní kloub vyvinut náraz. Na základě analýzy je rozhodnuto, zda model klíční kosti odpovídá reálné kosti a jsou diskutovány problémy tohoto rozhodnutí. V práci je také zmíněna možnost použití podobných analýz z oblasti biomechaniky.

Klíčová slova: model, klíční kost, ANSYS, deformačně-napěťová analýza, pletenec horní končetiny

Abstract

This work describes anatomy of kinetic system and anatomy of upper limb girdle. Special focus is bent on the clavicle and its function. Clavicle is modelled in software ANSYS on the base of studying special literature. From the special literature are also defined border conditions according to supposed physiological parameters and is effected stress strain analysis. There are analyzed situations, when upper limb is loaded with weight and situation, when impact power impress shoulder. On the base of analysis is decided whether the clavicle model corresponds real bone and problems of decision are discussed. In work are also mentioned possibilities of using similar analysis from biomechanics.

Keywords: model, clavicle, ANSYS, strain stress analysis, collarbone, cingulum pectorale

Obsah

Prohlášení.....	3
Poděkování.....	4
Abstrakt.....	5
Obsah.....	6
1 Úvod.....	7
2 Základy anatomie pohybového systému.....	8
2.1 Funkce pohybového systému.....	8
2.2 Opěrná a nosná část pohybového systému	8
2.2.1 Stavba lamelárních (zralých) kostí	8
2.2.2 Biomechanické vlastnosti dlouhých kostí	10
2.3 Kostní spoje	11
2.3.1 Vazivové spoje – syndesmózy.....	12
2.3.2 Chrupavčité spoje – synchondrózy	12
2.3.3 Kostěné spoje – synostózy.....	12
2.3.4 Kloub – articulatio synovialis.....	12
2.4 Hybná část pohybového systému	13
2.4.1 Kosterní svalovina – textus muscularis	13
2.4.2 Stavba kosterního svalu	14
2.4.3 Stavba svalového úponu	15
2.4.4 Síla svalu.....	15
3 Anatomie horní končetiny	17
3.1 Pletenec horní končetiny – cingulum pectorale.....	17
3.2 Kosti pletence horní končetiny – ossa cinguli pectoralis	18
3.2.1 Lopatka – scapula	18
3.2.2 Klíční kost – clavícula	19
3.3 Spoje pletence horní končetiny – articulationes cinguli.....	20
3.3.1 Spojení klíční kosti a nadpažku – art. acromioclavicularis	20
3.3.2 Spojení klíční kosti a hrudní kosti – art. sternoclavicularis.....	20
3.4 Svaly působící na klíční kost	21
3.5 Funkční anatomie pletence horní končetiny	22
3.6 Fraktury klíční kosti.....	22
4 Tvorba geometrie modelu klíční kosti	24
4.1 Výběr a popis softwaru ANSYS.....	24
4.1.1 ANSYS Workbench	24
4.2 Vývoj geometrie modelu	25
4.2.1 Popis konečného modelu pomocí geometrických parametrů	27
4.3 Vytvoření svalových úponů na modelu	30
4.4 Návrh na zpřesnění geometrického modelu	32
4.5 Výběr materiálu modelu	32
4.6 Vytvoření konečně-prvkové sítě.....	33
4.7 Aplikace okrajových podmínek.....	34
5 Deformačně-napěťová analýza	36
5.1 Výpočet prvního silového poměru	36
5.2 Výpočet druhého silového poměru s nárazovou silou.....	39
6 Závěr	41
Seznam použité literatury	43

1 Úvod

V dnešní době moderních technologií máme tu výhodu, že můžeme různé věci simulovat počítačovou cestou. I tato práce využívá moderní modelovací i výpočetní nástroje k tvorbě modelu klíční kosti. Vzhledem k provázanosti moderních technologií a biomechaniky, která mě vždy lákala, jsem zvolil toto téma.

O deformačně-napětových analýzách lze prohlásit, že jsou nezbytnou součástí moderní medicíny. Je rozhodně méně problematické na dobrém modelu otestovat např. chování totální kyčelní endoprotézy, než jí voperovat pacientovi a nechat ho tak výrobek otestovat v praxi. Pokud bude výrobek „úspěšný“, tak opotřebení nastane po delším časovém horizontu, ale také se může stát, že pacient na prvním schodu při odchodu z nemocnice špatně došlápne a kyčelní náhrada toto nevydrží a praskne. Těmto nežádoucím jevům by měly zmíněné analýzy předcházet a na konstrukční chyby varovat předem. Já v této práci zaměřím svou pozornost hlavně na první fázi takovéto analýzy, a to tvorbu geometrie modelu. Jako ověření správnosti geometrie bude provedena deformačně-napětová analýza.

Jedním z cílů této práce bylo také naučit se pracovat s velmi rozsáhlým softwarem (co se funkcí týče) ANSYS a to na takové úrovni, abych v něm mohl vytvořit model klíční kosti, který bych následně otestoval a zhodnotil, zda přibližně aproximuje reálnou klíční kost. Velmi významným základem této práce je studium anatomických poznatků z oblasti pletence horní končetiny a jeho funkční anatomie. Pouze po dobrém nastudování problematiky lze vytvořit odpovídající model. To se netýká jenom profesionální úrovně, ale i úrovně, na které vznikala tato práce, tj. na úrovni, kde jsem se snažil osvojit si práci s odbornou literaturou, specializovaným softwarem, vlastní rozvahou a tyto věci následně aplikovat. Hlavním cílem je tedy vytvořit model, který by po provedení deformačně-napětové analýzy svým chováním připomínal reálnou klíční kost.

2 Základy anatomie pohybového systému

Tuto kapitolu jsem do mé práce zařadil pro objasnění základních anatomických poznatků, kterých jsem nabyt během studia souvisejícího s tématem. Vybíral jsem pouze partie, které měly vliv na rozhodování v dalším postupu práce. Zvláště pak vlastnosti jednotlivých komponent pohybového systému jsem využíval při tvorbě geometrie a stanovení okrajových podmínek.

2.1 Funkce pohybového systému

Obecně lze pohyb definovat jako změnu polohy objektu v daném čase. U neživých objektů platí zákony mechaniky stejně jako u živých objektů. Živé objekty jsou však schopny záměrného pohybu. Ten se tak stává jedním ze základních projevů života. Jeho realizaci zabezpečuje *pohybový systém* [1].

Pohybový systém je složen ze 3 podsystémů: opěrného a nosného (kosti, klouby a vazy), hybného – efektorového (kosterní svaly), řídicího – koordinačního. Řešený problém je kosterně svalové povahy. Budu se tedy stručně věnovat prvním dvěma podsystémům.

2.2 Opěrná a nosná část pohybového systému

Funkcí opěrné soustavy je opora těla, která spočívá v tom, že kosti představují plochu, na kterou se upínají svaly. Jeho hmotnost je cca 13 – 14 % z celkové hmotnosti těla [3]. Další funkce je ochranná, která spočívá v ochraně vnitřních orgánů. Opěrný systém také plní funkci silových pák. Kosti, které jsou spojeny přes kloub, představují rameno pák, jehož vzdálenost je od osy kloubu k úponu svalu. Kosti také slouží jako „skladiště“ minerálů a krvetvorný orgán.

2.2.1 Stavba lamelárních (zralých) kostí

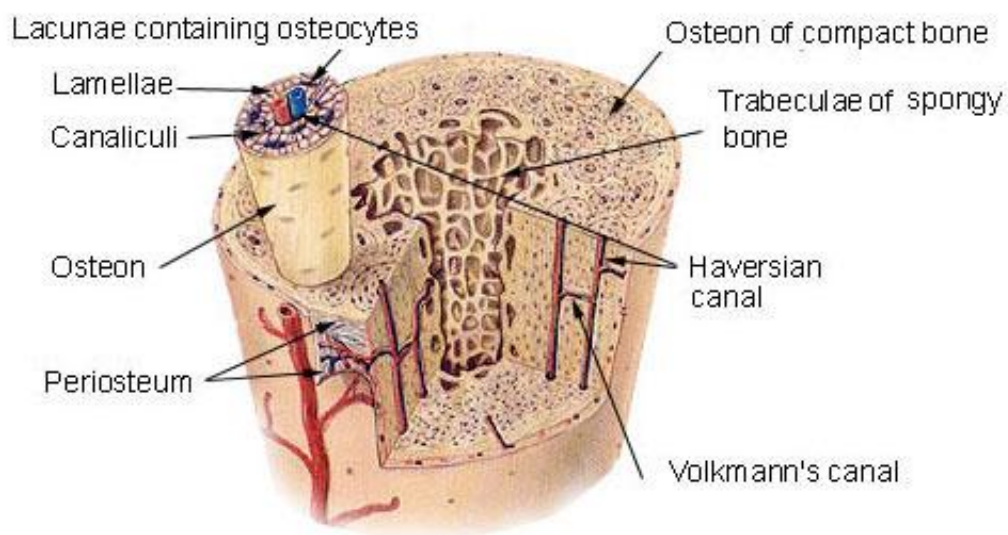
Kompaktní plášťová vrstva kosti se nazývá **kompakta** (Obr. 2.1). Na základě [1] je zřejmé, že základní stavební a funkční jednotkou kompaktní kosti je *osteon* (*Haversův systém*). Osteon se skládá až z 20 trubicovitých lamel, ve kterých jsou vyhloubeny komůrky (lakuny) obsahující osteocyty (osteoblasty). V kompaktě je osteon uložen několika způsoby (rovnoběžně, spirálovitě, obloukovitě). Do značné míry závisí na způsobu jeho uložení pevnost kosti. U dlouhých kostí, kde jsou osteony typicky uloženy rovnoběžně, se odchylka o 10° až 13° od osy projeví snížením

pevnosti kosti v dané lokalitě o 20 – 25 % [1]. Středem osteonu probíhá centrální Haversův kanál. Centrální kanálky jsou vzájemně spojeny Volkmannovými kanálky, které zajišťují vzájemným propojením krevní oběh osteonů. Rozdílný stupeň mineralizace kolagenních vláken má za následek různou pevnost kompakty v tahu, tlaku i v ohybu.

Vnitřní část kosti je houbovitá a nazývá se **spongióza** (Obr. 2.1). Spongióza je přítomna v lamelární kosti tam, kde se nenachází kostní hlavice a také je pod plášťovou vrstvou (kompaktou). Je složena z trámců (trabekul) a plotének, které jsou uspořádány podle mechanických sil působících na kost. Směr uspořádání je podobný jako u osteonů a jejich orientace je dána směrem největší zátěže.

Uspořádání stavebních prvků spongiózy nazýváme *kostní architektonikou*. Pokud dojde k deformaci (zlomenině), dochází po jejím doléčení k přestavení kostní architektoniky pro nové tlakové zatížení. Toto popisuje tzv. Wolffův zákon (Wolff, 1892): „*Vnitřní struktura, zevní tvar a funkční zatížení kosti jsou ve vzájemné harmonii. Při jakékoliv změně dochází k remodelaci kosti, jejímž cílem je dosažení původní harmonie* [2].“

Stavba lamelární kosti



Obr. 2.1: Stavba lamelární kost [4]

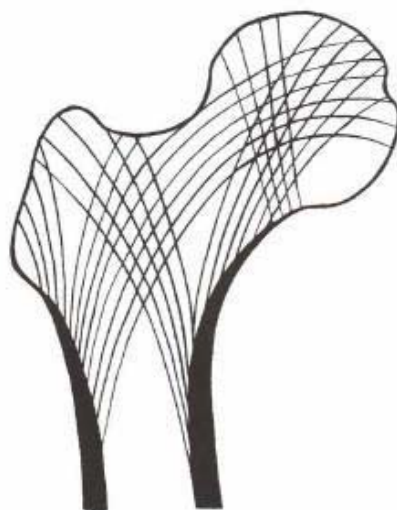
2.2.2 Biomechanické vlastnosti dlouhých kostí

Dle [1] spadá klíční kost do tzv. dlouhých kostí, a proto se zaměřím pouze na stavbu kostí tohoto typu. O tomto typu kostí lze říci, že je charakteristický svými rourovitými úseky, na které navazují koncové partie obvykle tvořící kloubní hlavice anebo jamky pokryté kloubní chrupavkou.

Na povrchu kosti se nachází až 2 mm silná tuhá vazivová blána tzv. **okostice (periosteum)**, která ležící na povrchu kompakty nestojně pevně. U dlouhých kostí je okostice ke kompaktní fixována nejlépe v místě úponu šlach a vazů (kolagenní vlákna úponů pronikají mezi povrchové lamely kompaktní kosti). Periost je bohatě senzitivně inervován a účastní se při hojení defektu kompakty.

Kost je velmi pevná. Pevnost kompakty dlouhých kostí je přibližována k pevnosti mosazi, litiny anebo kovaného železa (100 až 200 MPa) [2]. O biomechanických vlastnostech izolovaných kostí je k dispozici množství údajů. Kompakta dlouhých kostí snáší obrovské statické zatížení ve směru její osy (pažní kost „unese“ až 600 kg). V příčném směru je prokázána pevnost přibližně o polovinu nižší, ale zároveň pevnost kompakty ve zkrutu je u dlouhých kostí minimální (lýtková kost 6 kg, klíční kost pouze 8 kg [3]). Nízká odolnost ve zkrutu může být způsobena málo četným výskytem kolagenních vláken mezi lamelami. Mezi klasicky rozmístěnými osteony v kosti jsou místa, která jsou mineralizována méně, a tudíž jsou i méně tvrdé a mohou tak plnit funkci absorberů kinetické energie. Dynamické zatížení kostní kompakty je závislé na rychlosti pohybu, se kterou dvojnásobně zátěž stoupá. Tedy i velmi malý, ale rychlý náraz může způsobit zlomeninu. S pevností spongiózy je to podobně jako u kompakty. Je tvořena strukturou, která vzniká na základě rozmanitě působícího tlaku a je tak maximálně pevná na tlak i tah.

Trámce většiny kostí připomínají tvarem i uspořádáním lomené gotické oblouky podpírající chrámové klenby (Obr. 2.2) a probíhají v silokřivkách míst, ve kterých je kost vystavena tlaku (tahu). Z mechanického hlediska není kost homogenním útvarem [1].



Obr. 2.2: Uspořádání spongiózy [11]

Pozn.: Čísla uvedená výše jsou dle [1] informativní, protože měření jsou prováděna na izolovaných vzorcích kostí a v naprosto umělém prostředí, a proto nemohou plně vypovídat o biologických vlastnostech kostí zapojených v systému celého skeletu ani o chování v průběhu působení dynamických, různě směřovaných sil, např. v průběhu úrazových dějů.

2.3 Kostní spoje

Z výše uvedeného je zřejmé, že samotný opěrný systém není sám o sobě schopen zajistit pohyb. Kostra je tvořená vzájemně separovanými kostmi. Aby tudíž mohlo dojít k pohybu je nutné tyto fragmenty spojit a udělit jim typem spoje příslušný počet stupňů volnosti.

2.3.1 Vazivové spoje – syndesmózy

Kostní spoje tvořené tuhými vazy. Okraje spojovaných kostí nejsou pokryty kloubní chrupavkou. Dovolují pouze nepatrné vzájemné posuvy. Jsou zastoupeny např. jako lebeční švy či šíjový vaz [1].

2.3.2 Chrupavčité spoje – synchondrózy

Jsou poměrně pevné, málo pohyblivé, ale pružné kostní spoje realizované pomocí chrupavky. Synchondrózní spoje jsou zastoupeny na jednotlivých úsecích hrudní kosti. Jsou v podstatě nepohyblivé, ale vzhledem k velké pružnosti jsou schopny absorbovat značné síly působící na spojované kosti (shock absorber) [1].

2.3.3 Kostěné spoje – synostózy

Jsou zcela nepohyblivé a vznikají vytvořením ze syndesmóz či synchondróz. Jsou v podstatě důsledkem srůstu kostí, např. kost křížová vzniká srůstem z 5 původních chrupavkou spojených obratlů [1].

2.3.4 Kloub – *articulatio synovialis*

Kloub je pohyblivé dotykové spojení dvou či více kostí, jejichž kontaktní plochy jsou povlečeny chrupavkou, přičemž mezi artikulujícími kostmi je štěrbina (kloubní dutina) vystlaná synoviální membránou, a konce artikulujících kostí spojuje vazivové kloubní pouzdro.

Rozlišujeme **jednoduché klouby** (artt. simplices), kde artikulují pouze dvě kosti a **složené klouby** (artt. compositae), kde artikulují více než 2 kosti, anebo je mezi kosti vložen chrupavčitý meniskus [2].

Dále rozlišujeme klouby podle tvaru styčných ploch. Ramenní kloub spadá do tzv. kulovitých kloubů. Hlavice a jamka jsou částí povrchu koule a pohyb lze provádět podle tří vzájemně kolmých os ve smyslu: ohnutí (flexe), natažení (extenze), odtážení (abdukce), přitažení (addukce) a otáčení (rotace). Sdruženým pohybem je kroužení (cirkumendace), např. ramenní kloub, který spadá do kategorie **volných kulovitých kloubů** (arthrodia) [1]. Volný kulovitý kloub je typický velkou plochou hlavice, která nekoresponduje s malým povrchem jamky. Pro tyto klouby je příznačný velký rozsah pohybu, ale menší stabilita, např. ramenní kloub je nejčastěji vykloubeným, luxovaným kloubem.

2.4 Hybná část pohybového systému

Stažlivost (kontraktilita) je obecná vlastnost živé hmoty. U svalové tkáně je tato vlastnost vystupňována, a ta svou stažlivostí generuje sílu. Podle stavby svalové tkáně rozlišujeme hladkou (orgánovou), příčně pruhovanou (kosterní a srdeční) a nespecifickou.

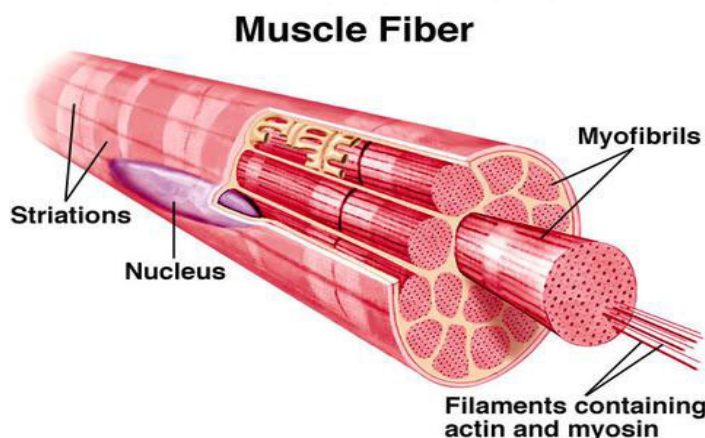
Vědecký obor, který se zabývá různými aspekty účelově řízeného pohybu, včetně klinických aspektů, je *kineziologie*. Pozn.: Podrobněji se budu věnovat kosterní svalovině, protože úzce souvisí s řešeným tématem, které spadá do kosterně svalové interakce.

2.4.1 Kosterní svalovina – *textus muscularis*

Kosterní svaly tvoří hybnou, motorickou (efektorovou) složku pohybového systému. Přibližně 450 svalů může představovat až 45 % hmotnosti lidského těla a metabolismus svalové tkáně představuje 45 % látkové přeměny celého organismu. Kosterní svaly jsou inervovány mozgovými a míšními nervy. Funkčními a biomechanickými jednotkami svalů jsou tzv. *motorické jednotky*.

Svalové vlákno (myofibra, Obr. 2.3) je 40 až 100 µm silné a 1 až 40 mm dlouhé a sdružují se v tzv. svalové snopce. Na povrchu svalového vlákna se nachází buněčná membrána (sarkolema) a na jejím zevním povrchu je silná bazální membrána ukotvená v retikulárním vazivu, které svalová vlákna vzájemně spojuje. V cytoplazmě vlákna se nacházejí podélně orientovaná vlákénka – *myofibrily* [1].

Myofibrily se ve světelném mikroskopu jeví jako střídavě tmavé a světlé úseky. Svalstvo se jeví jako celek žíhané (odtud vznikl název příčně pruhované). Při příchodu nervového vzruchu dojde ke kontrakci myofibril (lze dosáhnout i el. proudem).



Obr. 2.3: Svalové vlákno (myofibra) [12]

2.4.2 Stavba kosterního svalu

Kosterní (příčně pruhovaný) sval se upíná ke kosti prostřednictvím šlachy. Pohyb generuje sval právě v místě úponu. Svaly jsou jedinými *efektory* (vykonavači), které má organismus k dispozici. Svaly na těle nejsou rozloženy rovnoměrně – 56 % hmotnosti připadá na svaly dolní končetiny, 28 % na svaly horní končetiny a 16 % na svaly hlavy a trupu [1].

Kosterní sval – musculus (z lat. myška) je soubor příčně pruhovaných vláken spojených vazivem. Sval se skládá ze 3 složek: příčně pruhovaná svalová vlákna, vazivo a logistické komponenty (cévy a nervy) a lze ho rozdělit do 3 částí, viz dále. **Začátek svalu (origo)** je ta část svalu, kterou je sval pomocí šlachy připojen ke kosti. **Hlava svalu (caput musculi)** je tvořena masitou částí, která se skládá především ze svalových vláken. Část, kde se zužuje a začíná přecházet do šlachy, se popisuje jako **ocas svalu (cauda musculi)**.

Většinou rozlišujeme začátek a úpon, u kterých převážně platí, že začátkem je méně pohyblivé místo na skeletu a úpon je místo pohyblivější. Existují různé typy vláken, ale jejich probírání je nad rámec této práce a nemá přímý vliv.

2.4.3 Stavba svalového úponu

Sval se ke kostře upíná *provazcovitou šlachou* (tendo). *Ploché šlachy* označujeme jako aponeurózy. Stavba obou typů se liší uspořádáním a orientací (architektonikou) kolagenních vláken. Šlachy jsou lesklé svazky rovnoběžně nebo lehce šroubovitě uspořádaných kolagenních vláken. Kolagenní vlákna šlachy probíhají lehce šroubovitě, takže tahový záběr kontrahujícího se svalu je měkký a pružný. Pevnost samotné šlachy je značná – šlacha unese hmotnost 6 – 12 kg na 1 mm² průřezu [5].

Přechod sval – šlacha je realizováno postupným vplétáním vláken šlachy a svalu. Tah je proto přenášen plynule a tato stavba přechodu mu zajišťuje velkou mechanickou pevnost a také pružný přenos síly.

Spojení šlacha – kost je nazýváno svalovým úponem (insertio) anebo začátkem a realizuje se buď pomocí periostu anebo přímým přechodem vláken do kostní kompakty. Klasický úpon (začátek) šlachy do kosti kryté periostem má centrální a periferní zónu. Do kostní kompakty přechází šlachy svalů, které se upínají do míst nepokrytých periostem.

2.4.4 Síla svalu

Sval má dvě základní funkce – *fixační a kinetickou*. Významným ukazatelem svalové funkce je maximální svalová síla (MVC – Maximal Voluntary Contraction). Posoudit, resp. změřit svalovou sílu je nesnadné a získané výsledky je nutné hodnotit velmi opatrně. Z anatomického hlediska závisí svalová síla na řadě faktorů [1].

Svalová síla závisí na počtu svalových vláken a obecně platí, že čím více vláken je ve svalu, tím větší může sval vyvinout sílu. Svalové vlákno je silné přibližně jako lidský vlas a ve svalu, který abdukuje malíček ruky, je cca 50 000 vláken a ty obsahují asi 1 miliardu myofibril. Počet vláken lze stanovit z fyziologického průřezu (FP), který je součtem příčných průřezů všech vláken v daném svalu. Lze ho měřit použitím technik CT (Computed Tomography) a MR (Magnetic Resonance), což je nákladné. K odhadu se používá tzv. *Weberův vzorec*: $FP = W/L$, kde W je hmotnost svalu a L je střední délkou svalu. Síla svalu tedy závisí i na jeho délce a zcela obecně lze prohlásit, že čím je sval větší, tím větší sílu je obvykle schopen vyvinout. Prof. Dylevský [1] upozorňuje na nedostatečné zpracování délky svalu v závislosti na výšce těla, rasové a typologické příslušnosti a pohlavních rozdílech.

Dále je síla svalu závislá na počtu motorických jednotek. Zjednodušeně si dovolím popsat sval jako skupinu motorických jednotek, z nichž nemusí být vždy všechny aktivní. Svalová síla je výsledkem působení elastické složky svalu a šlachy. Silové působení není dáno pouhou kontrakcí svalu, ale také vzájemným napětím elastických složek svalu a šlachy. Elastická síla roste nelineárně a je největší při maximálním protažení svalu.

Z velmi stručného výčtu hlavních anatomických parametrů určujících svalovou sílu je zřejmé, že přesně určit nebo vyšetřit sílu svalu je velmi obtížné [1]. Lze ji vyšetřit pomocí tzv. svalových testů za pomoci např. dynamometrů, které testují celé svalové skupiny. Testovat jeden jediný sval je téměř nemožné, protože i sebemenší pohyb je výsledkem kontrakce řady svalů. Dle prof. Dylevského [1] lze „funkci svalu“ tedy chápat pouze jako didaktickou zkratku.

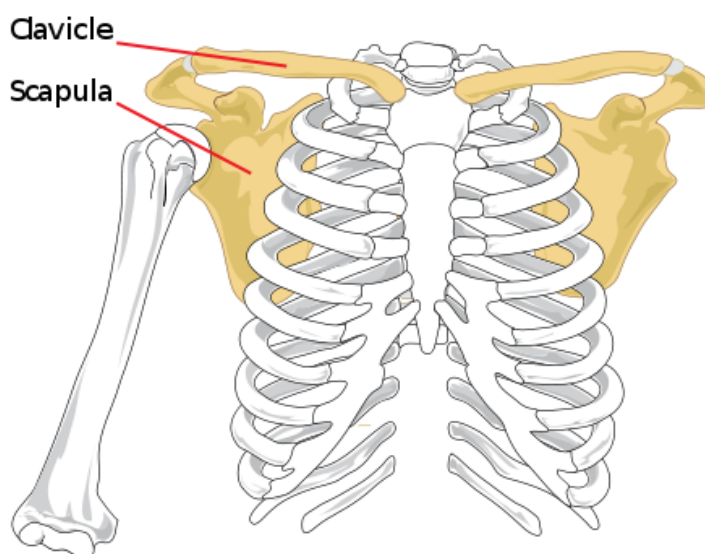
3 Anatomie horní končetiny

Kostra horní končetiny (membrum superius) se skládá z kostry pletence a kostry volné končetiny. Stavba horní končetiny vyplývá především z její funkce, a proto **pletenec horní končetiny** je mimořádně pohyblivý. Volná končetina je vlastně řetězcem různě pohyblivých článků. Kořenový kloub horní končetiny (dále HK) je ramenní kloub, který je nejpohyblivějším kloubem těla.

Vzhledem k dominantní funkci HK, kterou je úchop, se na paži a pletenci nacházejí mohutné a vícekloubové svaly generující silové pohyby značného rozsahu. Stavba, úprava kostních spojů i charakteristické uspořádání a prostorová orientace svalů odpovídá funkci HK [1].

3.1 Pletenec horní končetiny – cingulum pectorale

Pletenec horní končetiny je neúplný a horizontálně uložený prstenec kostí, který vpředu uzavírá hrudní kost. Vzadu je kruh pletence otevřený a nacházejí se tam pouze mezilopatkové svaly. Kostěné segmenty pletence jsou spojeny jen dvěma „pravými klouby“, ale specifická úprava připojení lopatky k hrudní stěně a tzv. subakromiální spojení znamená vznik dalších pohyblivých spojů pletence [1]. Tato úprava zvyšuje pohyblivost HK a zároveň předurčuje přetížení celého komplexu HK. Pasivní komponentou pletence HK je klíční kost, lopatka a jejich spoje (Obr. 3.1). Aktivní komponentou jsou pletencové svaly.



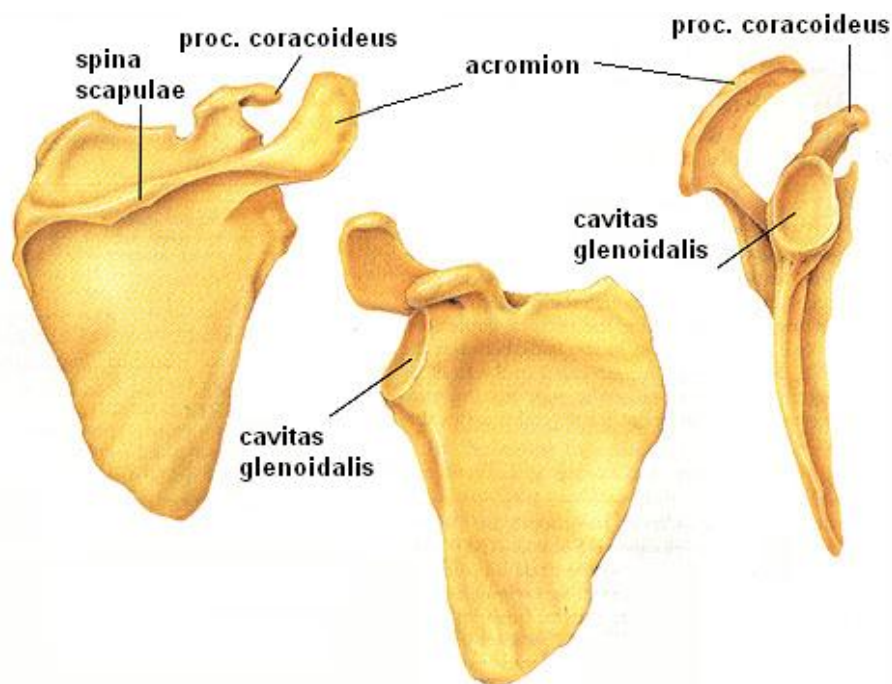
Obr. 3.1 – Kosti pletence HK [13]

3.2 Kosti pletence horní končetiny – ossa cinguli pectoralis

I když z funkčního hlediska bylo nutné pochopit funkci celé HK, tj. zjistit funkci a vliv paže či předloktí na zátěž klíční kosti v jednotlivých polohách, tak v této zprávě tyto skutečnosti nebudu uvádět dopodrobna a popř. se o jistých vazbách stručně zmíním.

3.2.1 Lopatka – scapula

Je to typická plochá kost trojúhelníkovitého tvaru ležící velmi povrchově na zadní stěně hrudníku v rozsahu II. – VIII. žebra [1]. Omezím se pouze na zmínku o částech lopatky, které se spojují s klíční kostí. Zadní plocha lopatky (facies dorsalis) je rozdělena výrazným hřebenem (spina scapulae), v prostorech nad hřebenem i pod ním začínají svaly. Hřeben se směrem do strany (laterálně) zvyšuje a vybíhá v hmatný a viditelný a velmi silný nadpažek – *acromion* (Obr. 3.2). Je to značně zatížená část lopatky. Z horního okraje lopatky dopředu vyčnívá zahnutý zobcovitý výběžek – *processus coracoideus*. Tento výčnělek asi o 2 cm přesahuje kloubní jamku (*cavitas glenoidalis*) a je místem začátku mohutných vazů a svalů ramenního kloubu. Lopatka je svým tvarem a několika výraznými výběžky vhodná jako plocha pro začátek (úpon) svalů, které pohybují pletencem horní končetiny.



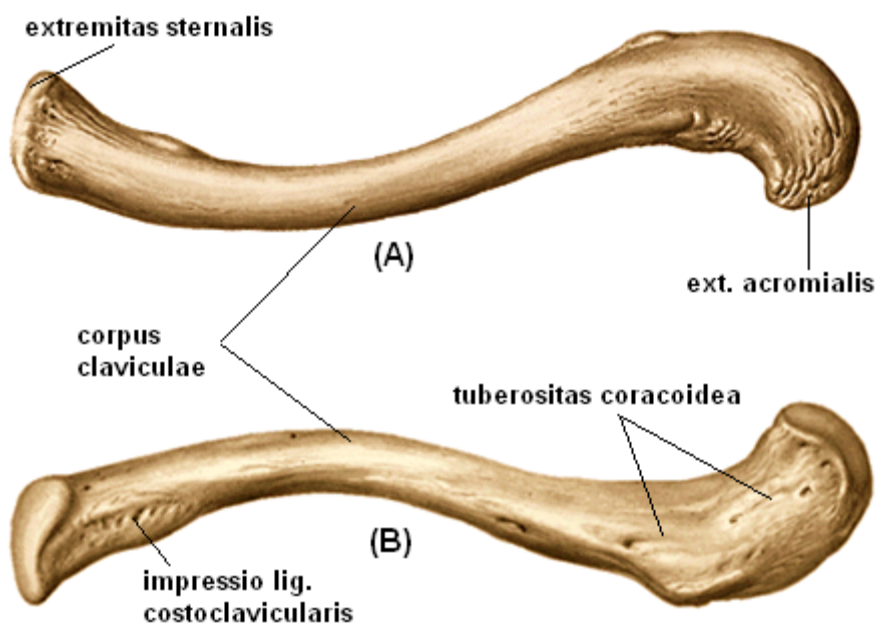
Obr. 3.2 – Lopatka (levá) – přední plocha [14]

3.2.2 Klíční kost – *clavicula*

Klíční kost (Obr. 3.3) je 12 až 17 cm dlouhá, esovitě prohnutá a uložená povrchově v podkoží [1]. Klíční kost má dva konce – ztlustělý a dopředu konvexní sternální konec a plochý dozadu konvexní akromiální konec.

Na *sternálním konci* (*extremitas sternalis*) je kloubní ploška pokrytá vazivovou chrupavkou, která natolik rozšiřuje konec klíční kosti, že klíční kost vyčnívá nad okraj kosti hrudní a okraj chrupavky je zde hmatný.

Na *akromiálním konci* (*extremitas acromialis*) je plochá, oválná kloubní plocha, která dosedá na obdobnou plochu na hraně nadpažku. V blízkosti akromiálního konce je na spodní straně nápadná drsnatina (*tuberositas coracoidea*), na kterou se upíná komplex fixačních vazů spojujících klíční kost s lopatkou.



Obr. 3.3 – Klíční kost (levá), **A** – horní plocha, **B** – dolní plocha [15]

Klíční kost je tzv. *distanční kost*. Vymezuje vzdálenost hrudní kosti a volné horní končetiny. Zvětšuje tak možný rozsah pohybu HK, ale zároveň přenáší na hrudní kost nárazy a tlak působící na HK. Proto se i při nepřímém násilí láme (podrobněji dále). Kost má u mladších jedinců poměrně velmi silnou okostici (periosteum), která má tendenci fixovat okraje zlomené kosti. Klíční kost je spojena s dvěma kostmi, a to s lopatkou a hrudní kostí (sternum). Proto při pohybu klavikuly dochází k malým pohybům i v obou spojeních. Jde sice o pohyby nevelkého rozsahu,

ale přesto s častými funkčními poruchami. Při vzpažení rotuje klíční kost dozadu, při zapažení dopředu [2]. Klíční kost je první kostí, která v těle osifikuje (5. týden těhotenství) a zároveň jako poslední kost proces kostnatění končí, a to mezi 21. až 25. rokem věku [1]. U manuálních pracujících je pravá klíční kost tlustší, zatočenější a svalové úpony jsou na ní více znatelné [6]. Pozn.: Domnívám se, že tato vlastnost bude způsobena převahou pravorukých jedinců. U leváků by toto bylo zřejmě vztaženo k levé klíční kosti.

3.3 Spoje pletence horní končetiny – articulationes cinguli

Spojení pletence horní končetiny zajišťují 2 klouby. *Articulatio acromioclavicularis* a *articulatio sternoclavicularis*.

3.3.1 Spojení klíční kosti a nadpažku – art. acromioclavicularis

Je to plochý kloub, ve kterém se spojuje akromiální konec klíční kosti s nadpažkem. *Ligament coracoclaviculare* je vaz, který spojuje nadpažek lopatky se spodní plochou klíční kosti a má dvě odlišitelné části: přední (mediální) a zadní (laterální). Acromion i proc. coracoideus jsou značně přetěžované části lopatky a jejich částečnou stabilizaci zajišťuje 1,5 cm široký vaz – lig. coracoacromiale.

Pohyby v akromiálním kloubu jsou pouze minimální posuny značně omezené popsány vazy. Klíční kost se s lopatkou pohybuje jako funkční celek. Především lig. coracoclaviculare značně omezuje pohyb akromiálního konce klíční kosti a při zlomeninách vyvolává dislokaci zevní třetiny klíční kosti [1].

3.3.2 Spojení klíční kosti a hrudní kosti – art. sternoclavicularis

Vzhledem k tomu, že sternoklavikulární kloub je vlastně kulový, jsou teoreticky možné pohyby všemi směry. Prakticky jde ale jen o drobné posuny, které se sice dějí ve všech směrech, ale jejich rozsah je velmi nepatrný. Disk vložený mezi artikulující kosti pohlcuje drobné nárazy přenášené z klíční kosti na hrudní kost. Sternoklavikulární kloub v podstatě plní funkci stabilizátoru v řetězci kostěných struktur pletence HK [1].

3.4 Svaly působící na klíční kost

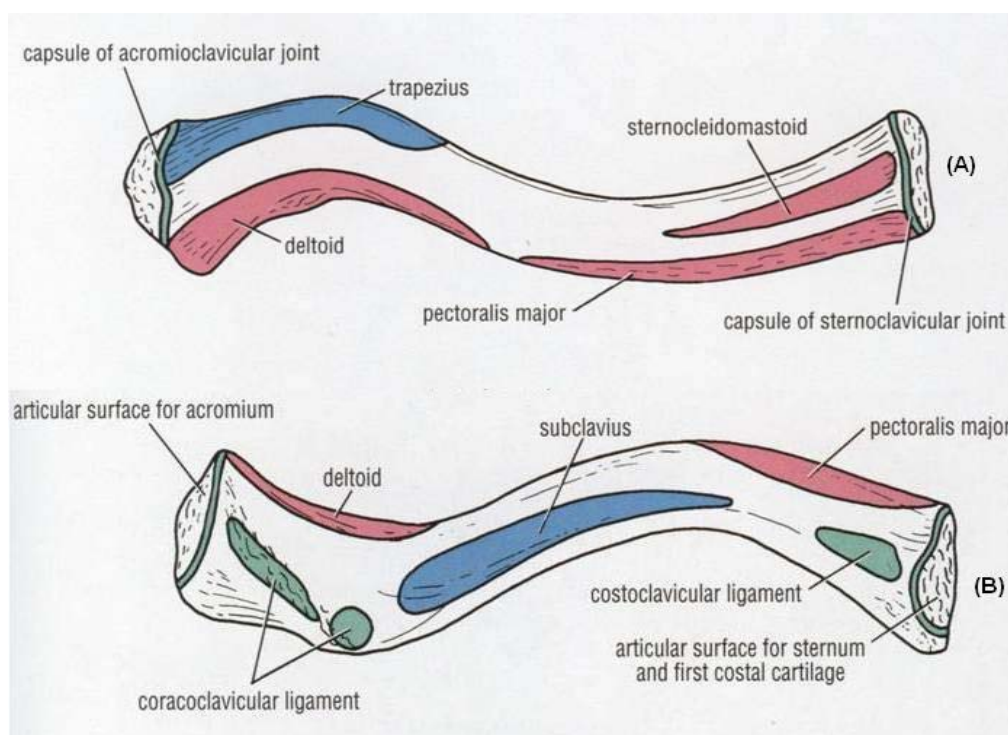
Musculus trapezius je plochý kosočtvercový sval se základnou probíhající podél krční a hrudní páteře a s vrcholy v ramenní krajině. Ovládá především pohyby lopatky, kterou při kontrakci všech svalových složek tlačí k hrudní stěně a fixuje ji.

Musculus subclavius je malý protáhlý sval, vsunutý mezi klíční kost a I. žebro. Přitažením klíční kosti k I. žeburu vtlačuje sval klíček do jamky a fixuje tak sternoklavikulární kloub.

Musculus pectoralis major je mohutný sval pokrývající přední stranu hrudníku. Podle svých začátků má 3 části. Jedna z nich – *pars clavicularis* – začíná jako plochý sval od střední (mediální) třetiny klíční kosti. Pars clavicularis vyvolává ventrální flexi (předpažení), abdukci (upažení) a vnitřní rotaci.

Musculus deltoideus plochý trojúhelníkový sval, který má také tři části. Klavikulární část provádí ventrální flexi, abdukci a vnitřní rotaci paže.

Musculus sternocleidomastoideus (SCM) je silný vřetenovitý sval probíhající šikmo po boční straně krku. Širší, klavikulární část jde od sternální strany klíční kosti. Zdvihá (zaklání) hlavu a ohýbá krční páteř, anebo při jednostranné akci otáčí obličej na stranu opačnou a naklání hlavu na stranu stejnou. Úpony jednotlivých svalů i vazů (viz Obr. 3.4) [1].



Obr. 3.4 – Úpony svalů a vazů na klíční kost, A – shora, B – zdola [15]

3.5 Funkční anatomie pletence horní končetiny

Pohyblivost pletence je zajištěna především připojením pouze v jediném bodě, a to ve sternoklavikulárním kloubu. Celý systém kostí, spojů a svalů je vystaven tahovému i tlakovému zatížení, které ve fyziologických hodnotách absorbuje. Větší tahová zátěž se přenáší do sternoklavikulárního kloubu, jehož napjaté pouzdro se stává zdrojem signálu reflektoricky aktivující trapézový a malý prsní sval. Po této aktivaci oba svaly táhnou klíční kost ke sternu. Přenos tlakové zátěže (nárazu) obvykle směřuje do *cavitas glenoidalis* a prostřednictvím lopatky, resp. lig. *coracoclaviculare*, je přenášena kostoklavikulárními vazy na první žebro. Pohyb pletence je tedy vždy komplexní a jakýkoliv pohyb lopatky je vždy spojen s pohybem klíční kosti. Např. při abdukci (upažení) a flexi (předpažení) paže rotuje klíční kost podél své dlouhé osy, horní plochou dozadu apod. [1].

Ve stavbě pletence HK se řeší dvě základní protichůdné situace. Zajištění velké mobility, ale zároveň maximální stability. Primární *mobilita* je zajištěna připojením pletence v jediném bodě (viz výše) a sekundární je dána vlastnostmi ramenního kloubu.

Ideální zabezpečení *stability* pletence sice neexistuje, ale přijatelné řešení je obsaženo v charakteristice pohybu lopatky. Pohyb paže vyvolá změnu polohy kloubní jamky ram. kloubu, tj. lopatky v jejím vztahu k hrudní stěně. Klíční kost přitom hraje roli vzpěry, která tyto polohy vymezuje. Při pohybu pletence se jamka ramenního kloubu pohybuje po obvodu kružnice, jejíž poloměr je dán délkou klíční kosti. Z toho vyplývá, že vzájemná poloha kl. kosti a lopatky podléhá změnám, jejichž rozsah určuje tuhost spoje akromioklavikulárního spoje. Tato tuhost limituje mobilitu HK. Významnou fixační roli při stabilizaci systému pletence hrají také prostorově orientované svaly.

3.6 Fraktury klíční kosti

Klíční kost je nejčastěji lámanou kostí v lidské kostře. 70 až 80 % fraktur klíční kosti bývá diagnostikováno na hranici zevní a střední třetiny (Obr. 3.5). Ke zlomenině obecně dochází při pádu do strany na rameno a po přímém úderu do kosti. Méně často pak při pádu na nataženou ruku, přes kterou se náraz přenesení na kost. Zlomeniny velmi často provázejí automobilové nehody (bezpečnostní pás) a obecně

kontaktní sporty (rugby, lední hokej, fotbal atd.). Rizikovou skupinou jsou také sportovci provozující činnosti s vysokým rizikem pádu (jízda na koni, cyklistika).

Léčba může být neoperativní anebo operativní. V prvním případě je horní pletenec fixován speciálním obvazem. I přes dobrou hojivost klíční kosti dochází k určitým srůstovým poruchám, které mají za následek bolest anebo funkční poruchy, které vznikají zpravidla v prvních 3 týdnech po úrazu. 10 – 30 % pacientů, kteří zvolí neoperativní metodu, má následně neuspokojivé radiologické, klinické i subjektivní výsledky, které může zapříčinit zkrácení kosti, nezhojení zlomeniny či různé deformity. Proto není radno tyto zlomeniny, i přes dobrou prognózu zhojení, podceňovat [9].

Operativní variantou léčby je aplikace fixátoru. Fixátor může být umístěn na plochu klíční kosti, která je předtím srovnána do správné pozice. Fixátor se ke klíční kosti připevní speciálními šrouby. Tato metoda bývá doprovázena i použitím nitrodřeňových titanových elastických hřebů. Operativní metoda nezanechá na pacientovi žádné výrazné stopy, kromě drobné jizvy. Pacient je schopen velmi brzy po zákroku začít postupně kost zatěžovat a předejde tak výše zmíněným problémům při léčbě neinvazivní.



Obr. 3.5 – Rentgenový snímek fraktury klíční kosti (po pádu z kola) [17]

4 Tvorba geometrie modelu klíční kosti

Před tím, než se budu věnovat vzniku geometrického modelu, tak si dovolím v pár odstavcích (tj. velmi stručně) popsat prostředí, ve kterém jsem praktickou část této bakalářské práce tvořil.

4.1 Výběr a popis softwaru ANSYS

Na první problém jsem narazil při výběru softwaru, ve kterém jsem se chystal vypracovat tuto bakalářskou práci. Dle zadání bylo jasné, že práce bude vznikat v softwaru ANSYS. Zvolil jsem verzi ANSYS 11. Tento software umožňuje sestavení modelu geometrie, tvorbu sítě na vytvořený model a následně pomocí metody konečných prvků v něm lze provést i deformačně-napěťovou analýzu.

Software lze využívat ve dvou základních rozhraních. Prvním z nich je Ansys Classic (někdy označovaný jako nativní ANSYS) a ANSYS Workbench. Obě z variant mají své přednosti a lze je stručně shrnout tak, že nativní Ansys není vhodný pro tvorbu složitějších geometrií a je uživatelsky méně přívětivý, o čemž jsem se také přesvědčil a mohu to zpětně porovnat, protože moje první kroky při tvorbě geometrie a seznamování se softwarem jsem učinil v prostředí ANSYS Classic. Jeho přednosti využívají zpravidla profesionální výpočtáři [7]. Oproti tomu ANSYS Workbench (AW) je modulem, který má implementováno GUI (*Graphical User Interface*) a je tak snáze ovladatelným i pro ne příliš zkušené modeláře. Lze o něm také říci, že umožňuje tvorbu složitějších geometrií, než-li nativní varianta. Avšak ani v AW není možno jednoduše realizovat složité, především nepravidelné geometrické soustavy. Vzhledem k jeho komplexní nabídce funkcí je velmi názorným nástrojem pro provádění deformačně-napěťových analýz. Z výše zmíněného popisu je zřejmé, že vzhledem k rozsahu a cílům této práce jsem pro vypracování zvolil ANSYS Workbench 11.

4.1.1 ANSYS Workbench

ANSYS Workbench pro tvorbu 2D (3D) modelů nabízí implementovaný ANSYS DesignModeler, což je klasický CAD (Computer-Aided Design) modelář. Model 2D se vytváří pomocí tzv. *sketchů* se kterými pak lze pracovat při tvorbě 3D modelu. Při kreslení sketchů lze výkres kótovat i modifikovat a při potřebě ho zpětně upravovat. Je tedy nutné si dopředu uvědomit, jaké parametry modelu nemusí být

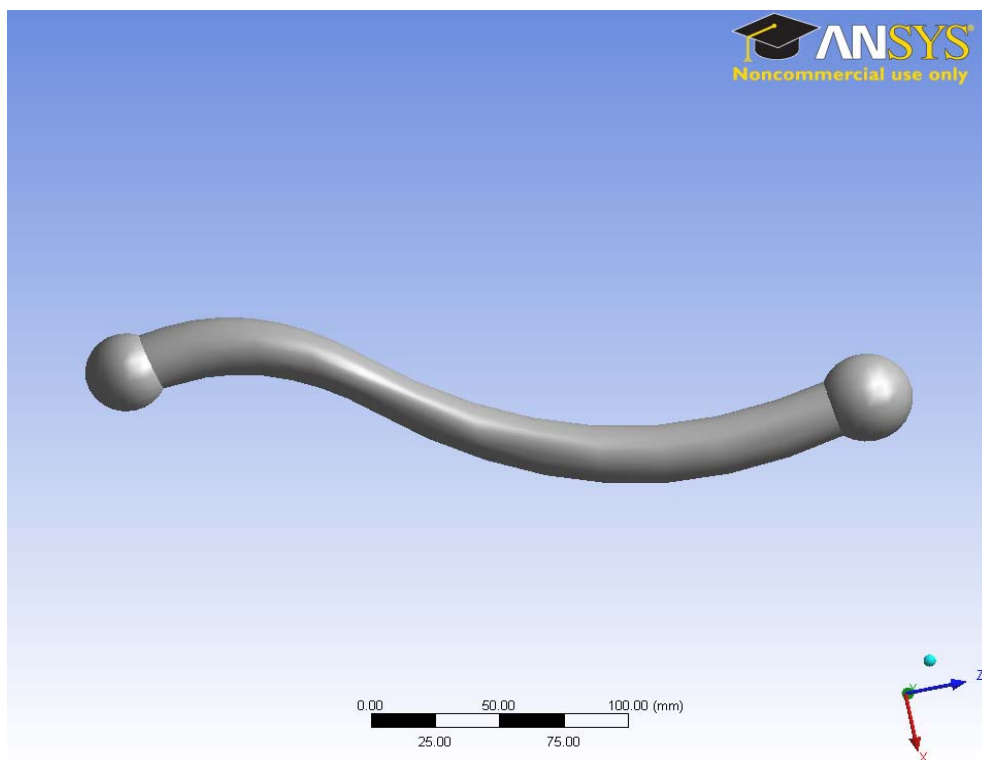
konečné, aby nedošlo k problému při následné změně. Při modelování se totiž využívá nakreslených sketchů, které je možné například vytáhnout, odrotovat či protáhnout (podél křivky) do třetí dimenze. Kreslení (modelování) lze provádět ve 3 základních souřadných systémech. Samozřejmě si lze vytvořit nový souřadný systém, čehož jsem hojně využíval.

Další implementovanou částí je ANSYS Simulation. Zde se tvoří konečně-prvková síť. Umisťují se zde okrajové podmínky modelu, následně se provádí vlastní výpočet daného problému a najdeme zde žádaný výstup, kterým je v mém případě deformačně-napěťová analýza.

4.2 Vývoj geometrie modelu

Vzhledem k tomu, že jsem chtěl vytvořit model, který by co nejvíce korespondoval s realitou, tak jsem musel zvolit geometrické parametry, které by šly co nejvěrněji přenést do modeláře a pomocí kterých by šla klíční kost vymodelovat.

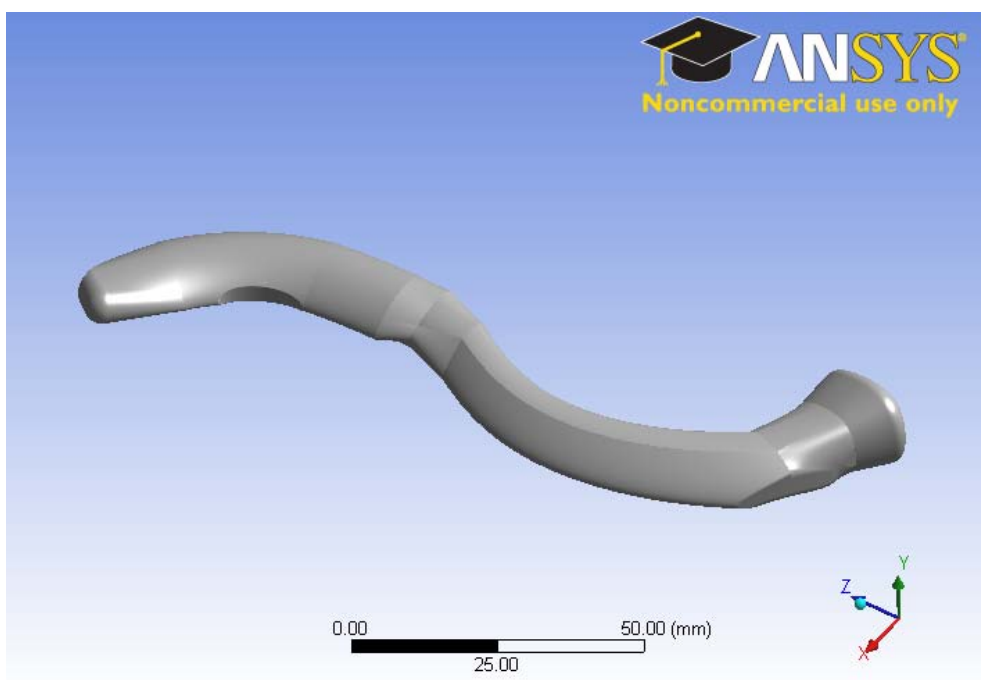
Při vypracování prvního modelu jsem uvažoval pouze délku kosti a tvar aproximoval dle obrázku v [1], [2], [6] a [8]. Průřez byl kruhový a v 1/3 od akromiálního konce zúžený (Obr. 4.1).



Obr. 4.1 – První model kl. kosti

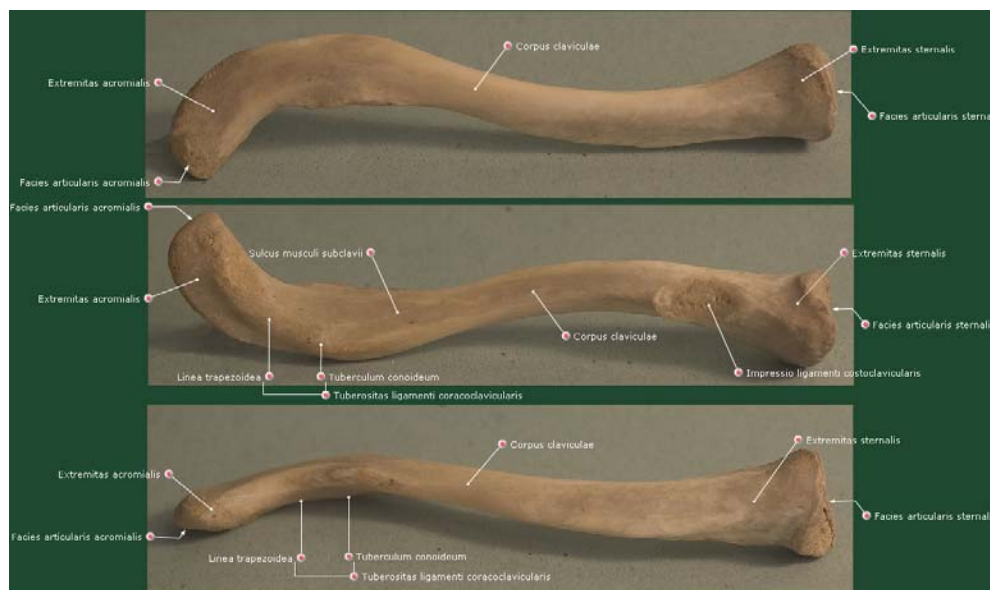
Na prvním modelu je zřejmé, že geometrie je opravdu velmi přibližná a složité by se aplikovaly i okrajové podmínky z hlediska plochy úponů, která by šla těžko dodržet a tím by byla ovlivněna výsledná simulace.

Následoval model druhý (Obr. 4.2), který vycházel hlavně z [8] a také z empiricky získaných poznatků. Tento model se ukázal naopak jako zbytečně složitý. Na obrázku si lze všimnout místních hran na modelu. V místech těchto hran mohou být vypočtena lokální maxima napětí a deformací, která však nekorrespondují s reálnou prostorovou distribucí uvedených veličin.



Obr. 4.2 – Druhý model kl. kosti

Tudíž jsem se pokoušel najít kompromis mezi těmito dvěma verzemi. Výsledkem bylo několik modelů, které ovšem z výše zmíněných důvodů vždy nevyhovovaly. Hlavními údaji při vzniku následujících modelů byly geometrické parametry, které jsem odměřil z obrázku skutečné klíční kosti (Obr. 4.3). Tyto obrázky jsou publikovány v [8]. Tvorba modelu z takto změřených parametrů není z hlediska přesnosti vhodná, ale klíční kost každého jedince má rozměr jiný, a proto bylo možné i z takto získaných rozměrů vycházet. Nepřesnost měření lze tedy uvažovat jako odchylku v rozměru.



Obr. 4.3 – Odměřované obrázky [8]

V potaz byla brána celková délka, šířka i výška kosti v každé její třetině a také poloměr zakřivení akromiálního konce. Model tedy vznikal vždy ve třech částech. První fáze byla tvorba akromiálního konce, druhá na řadě byla tvorba zúžení v jedné třetině délky (nejčastější místo fraktur) a nakonec jsem modeloval konec sternální. Vznikly tak přibližně dva modely, které by následné simulaci vyhovovaly a daly by se použít. Vzhledem k tomu, že jsem narazil na článek [9], který se věnuje anatomii klíční kosti a její geometrii, tak jsem se rozhodl vytvořit model nový. Součástí článku je také studie, která definuje geometrii kl. kosti pomocí 8 parametrů, které byly zjišťovány na 196 skutečných kostech. Vzhledem k tomu, že jsem finální model tvořil právě podle tohoto popisu, tak si dovoluji mu věnovat následující podkapitolu.

4.2.1 Popis konečného modelu pomocí geometrických parametrů

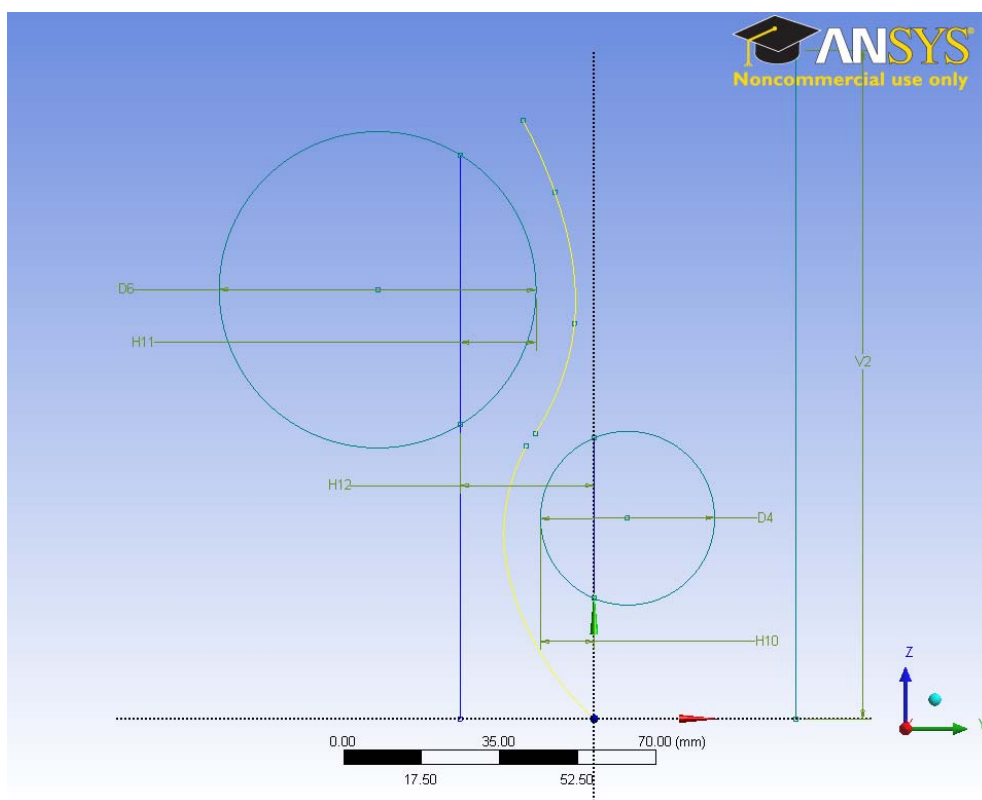
Jak jsem zmínil výše, při tvorbě předchozích modelů jsem vycházel z empirických zkušeností a parametrů odměřených velmi nepřesnou metodou z obrázku. V podstatě jsem ale sám určil přesně ty parametry, které definovaly geometrii i v článku [9].

Ve zmíněném článku jsou uvedeny geom. parametry podle pohlaví, i podle strany ze které kost pocházela. Já jsem zvolil rozměry (viz Tabulka 4.1), které byly průměrné pro celkový testovaný vzorek kostí, tudíž jsem pohlaví ani stranu nerozlišoval. Při modelování by tyto mírné rozdíly prakticky nehrály roli.

Délka [cm]	Sternální rozměr [cm]	Rozměr střední třetiny [cm]	Rozměr akromiální [cm]	Hloubka akromiální výseče [cm]	Poloměr akromiální výseče [cm]	Hloubka sternální výseče [cm]	Poloměr sternální výseče [cm]
$15,1 \pm 1,1$	$2,5 \pm 0,4$	$1,2 \pm 0,2$	$2,2 \pm 0,4$	$1,7 \pm 0,3$	$7,1 \pm 1,3$	$1,2 \pm 0,3$	$3,9 \pm 1,4$

Tabulka 4.1 – Geometrické parametry modelu

Prvním krokem bylo překreslení těchto parametrů tak, aby se z nich dala vytvořit křivka popisující tvar klíční kosti. Pomocný výkres je na následujícím obrázku (Obr 4.4).

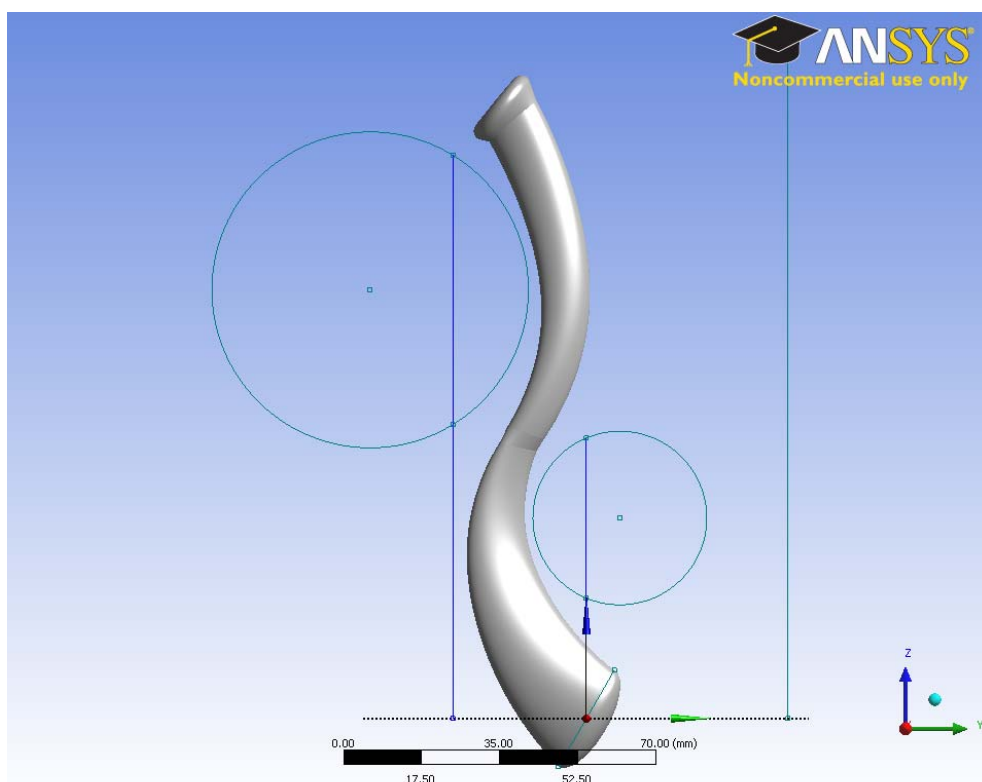


Obr. 4.4 – Pomocná skica

Na obrázku lze vidět některé charakteristické rozměry. V2 zde vystupuje jako celková délka, D6 zde prezentuje poloměr akromiální výseče, H11 je hloubka akromiální výseče, D4 a H10 popisují sternální výseč a H12 je součtem sternálního a akromiálního rozměru. Tyto pomocné geometrické útvary (světle modré) byly proloženy křivkami, které charakterizují kl. kost. Ostatní parametry jsou zakresleny v jiných souřadných systémech.

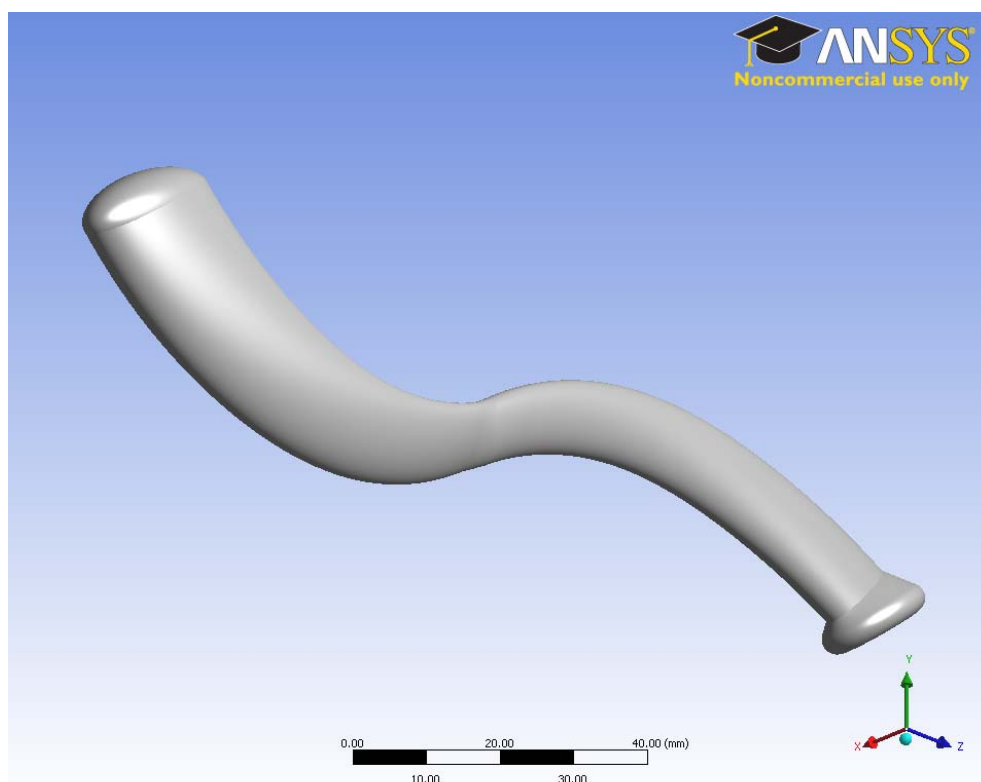
Teprve nyní jsem mohl přejít k vlastnímu modelování. Pro laterální část byl zvolen elipsovitý průřez, jehož rozměr byl zvolen dle odměřených parametrů z Obr. 4.3. Elipsa byla protažena pomocí příkazu *Sweep* po laterální části křivky (na

Obr. 4.4 část níže) se zmenšením 0,4 a otočením 0,1. Horní část elipsy byla odrotována dle osy X (příkaz *Revolve*) tak, aby „zaklopila“ laterální konec kosti a tím vznikla část, která na reálné kosti reprezentuje akromiální konec. Přechod v jedné třetině vzdálenosti byl vytvořen pomocí příkazu *Skin/Loft*, který umožňuje propojit dva různé profily (průřezy). Tudíž zploštělá elipsa přešla na tvar bližší kruhu a také užší. Ten byl následně protáhnut po mediální části křivky se zvětšením 1,5 a otočením -0,1. Na sternálním konci jsem pomocí příkazu *Blend* zaoblil hrany, čímž se výsledný tvar přiblížil reálné kosti. Jednotlivé části a pomocné skici byly kresleny v 8 souřadných systémech, které byly vzájemně pootočený a posunuty dle potřeby. Výsledný model je na obrázku (Obr. 4.5) zobrazen i s pomocnou skicou bez kót.



Obr. 4.5 – Výsledný model

Pro lepší představu jsem doplnil i pohled zespodu na Obr. 4.6.

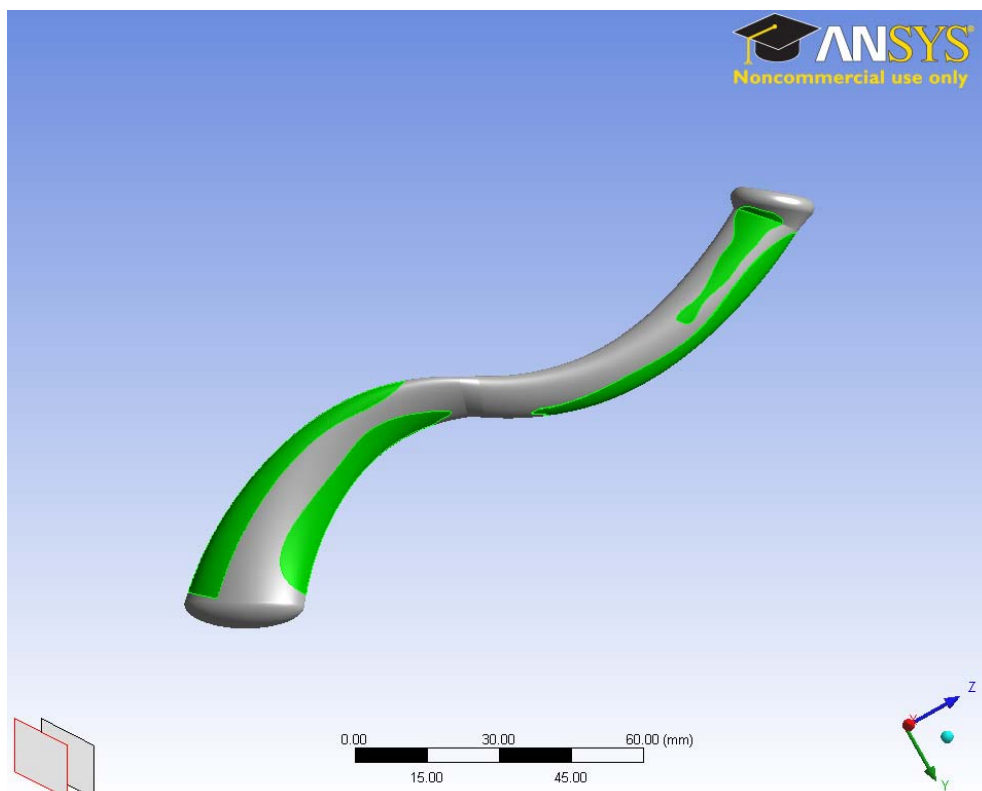


Obr. 4.6 – Výsledný model zespodu

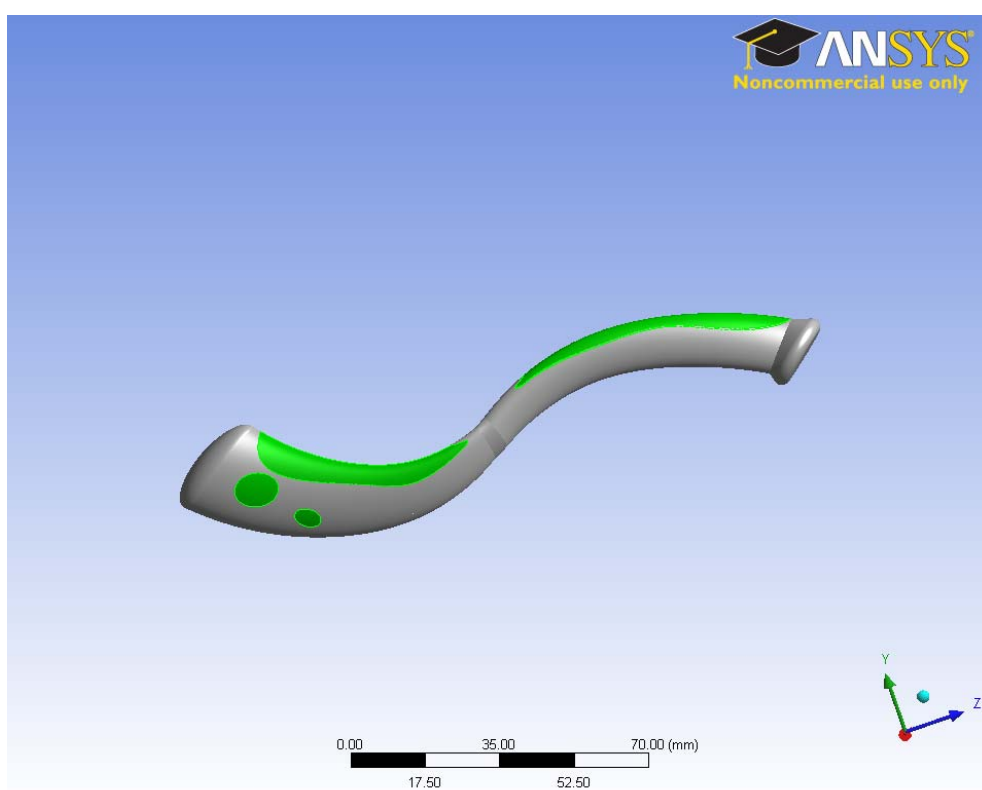
4.3 Vytvoření svalových úponů na modelu

Svalové úpony byly na modelu zakresleny podle ilustračního obrázku. Tento obrázek byl víceméně pracovní, a tudíž jsem použil obrázek jemu velmi podobný s přehlednějším popisem (Obr. 3.4). Zmiňuji to hlavně proto, že na Obr. 3.4 je zakreslen m. subclavius a costoclaviculární vaz, který jsem dle konzultace při stanovení okrajových podmínek vynechal (pro nepřiliš významné příspěvky sil).

Svalové úpony a úpony vazů bylo nutné zakreslit proto, abych mohl v následné simulaci aplikovat okrajové podmínky. Proto jsem tedy zakreslil přibližné tvary jednotlivých úponů a tyto tvary příkazem *Extrude* (volba *Imprint Face*) „obtisknul“ na vnější plochu vymodelované kosti. Na kosti tím vznikly plochy, kterým se v následné simulaci přiřadí okrajové podmínky podle potřeby. Na dalších obrázcích (Obr. 4.7 a 4.8) jsou zeleně znázorněny plochy jednotlivých úponů.



Obr. 4.7 – Svalové úpony shora



Obr. 4.8 – Svalové úpony zdola

4.4 Návrh na zpřesnění geometrického modelu

Vzhledem k tomu, že je velmi těžké vyjmout jeden fragment, v mém případě klíční kost, z celého skeletu a zkoumat ji odděleně, tak lze i velmi přibližnou geometrii brát jako postačující. A to z toho důvodu, že odchylky v geometrii nebudou mít zdaleka takový vliv na celkový výsledek oproti zanedbání interakcí s dalšími kostními segmenty.

Pokud bych tedy chtěl dosáhnout přesnějších výsledků v interakci s dalšími články ramenního pletence, tak by bylo velkým přínosem využít data z CT, které se dají dále zpracovat v některém z modelářů a upravit tak, aby se dala importovat do softwaru ANSYS, ve kterém by byla provedena vlastní výpočtová analýza.

4.5 Výběr materiálu modelu

Materiál, který by naprosto shodně odpovídal reálné klíční kosti, lze vybrat jen velmi složitě vzhledem k tomu, že stavbu kosti ovlivňuje velká spousta faktorů jako například: věk, pohlaví, zaměstnání, výška, genetické dispozice atd. Na základě vnějších faktorů probíhá remodelace kosti v průběhu celého života. Jak jsem zmiňoval v kapitole 2.2.1, lze lamelární kost rozdělit na část spongiózní a kompaktní. Kostní materiály mají velmi složitou strukturu. Jsou to materiály nelineární, nehomogenní a ortotropní. Vzhledem ke složitosti materiálu a rozsahu práce jsem kvůli zjednodušení zkoumaného problému celý model považoval za homogenní, lineární a ortotropní. Ortotropní materiál je speciálním případem materiálu anizotropního, přičemž materiálové osy jsou shodné s osami geometrickými. Slovo anizotropní zde označuje závislost materiálových parametrů na volbě směru. Vlastnosti použitého materiálu jsou v následující tabulce (Tab. 4.2).

Youngův modul [Gpa]	Smykový modul [Gpa]	Poissonova konstanta
$E_{xx} = 11,5$	$G_{xy} = 3$	$\nu_{xy} = 0,35$
$E_{yy} = 11,5$	$G_{xz} = 3,5$	$\nu_{xz} = 0,4$
$E_{zz} = 17$	$G_{yz} = 3$	$\nu_{yz} = 0,35$

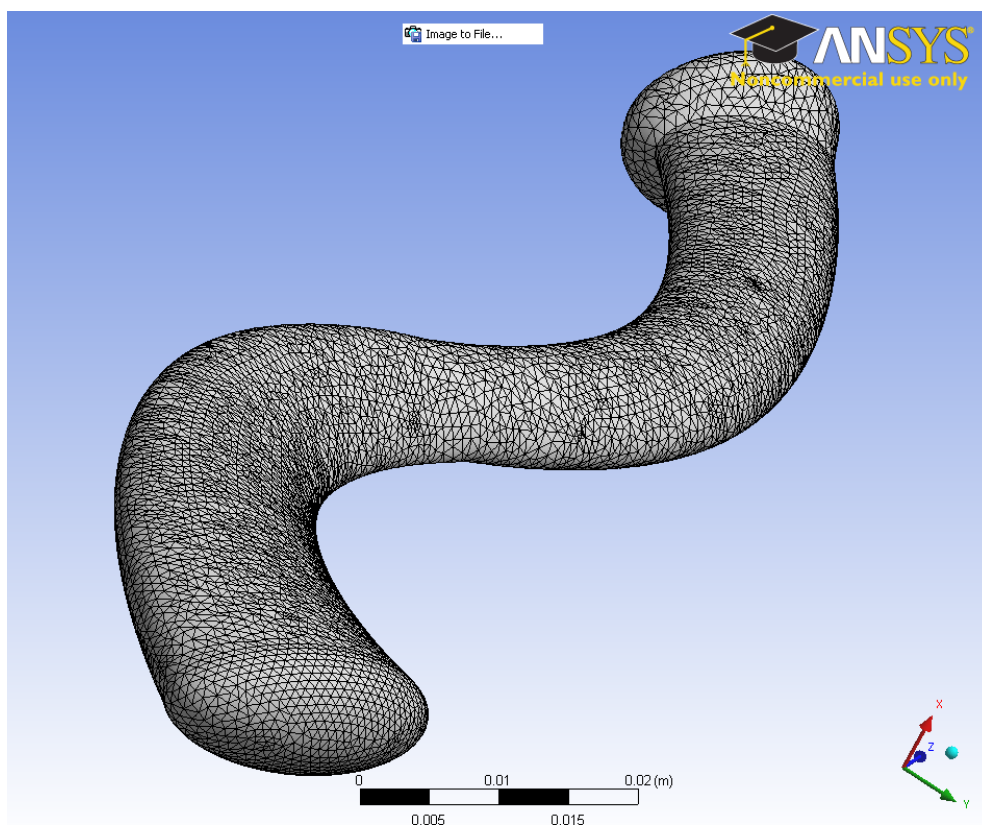
Tab. 4.2 – Materiálové vlastnosti

Materiálové vlastnosti byly převzaty z [10], kde jsou tyto parametry uvedeny jako vlastnosti lidského femuru (stehenní kosti).

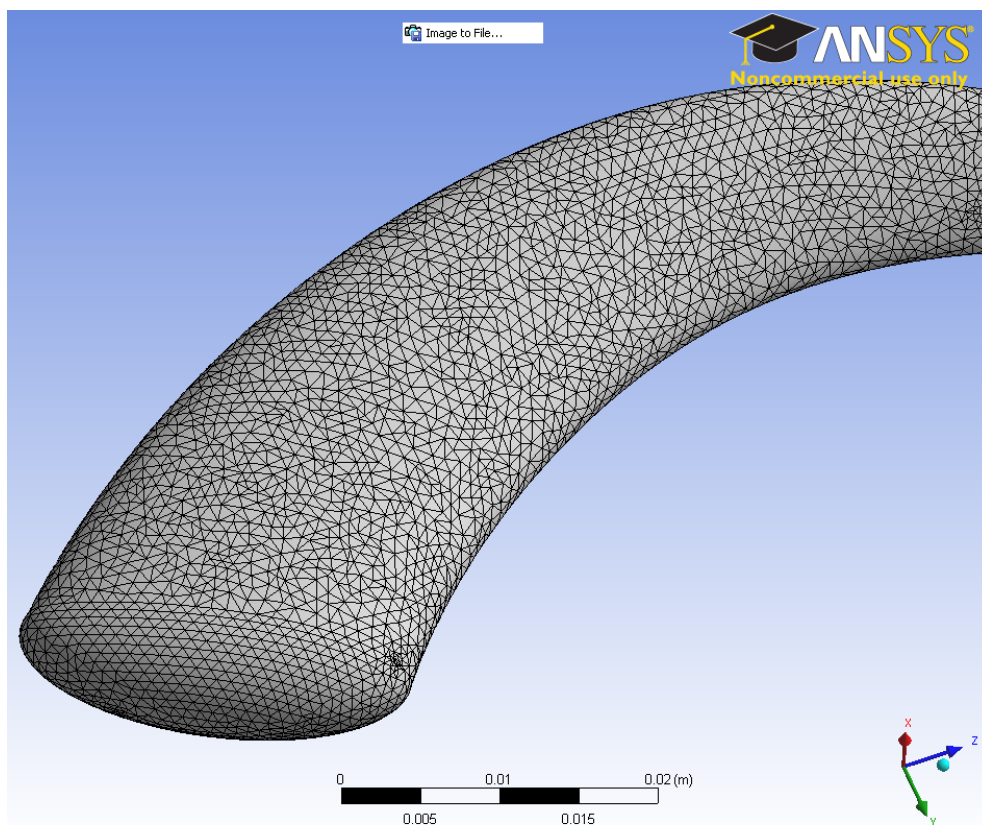
4.6 Vytvoření konečně-prvkové sítě

Při tvorbě sítě potřebné pro následný výpočet je nutné vzít v potaz dvě zásadní věci. Tou první je přesnost výpočtu a doba výpočtu. Pokud bude síť sestavena příliš hrubě (její elementy budou velké), tak rychlost výpočtu bude sice velmi rychlá, ale přesnost výpočtu bude nízká. Pokud sestavím naopak síť příliš hustou, pak bude přesnost vysoká, ale výpočet může na starších počítačích trvat dlouhou dobu. Je tedy nutné zvolit řešení takové, které jsme schopni realizovat, a uspokojí naše požadavky na přesnost.

Vzhledem k charakteru této úlohy není třeba tvořit příliš hustou síť, protože nejde o konkrétní vypočtené hodnoty, ale spíše jejich kvalitativní charakter. Pomocí nástroje *Mesh control* byly omezeny nežádoucí tvary prvků (ideální tvar by byl rovnostranný trojúhelník), dále pak byla nastavena volba *Kept*, která na hraně každého prvku vytvoří „meziuzel“. Velikost uzlu po celém objemu byla nastavena na 0,001. Výsledná síť je vidět na Obr. 4.9 a 4.10.



Obr. 4.9 – Aplikovaná síť



Obr. 4.10 – Detail na síť (akromiální část)

4.7 Aplikace okrajových podmínek

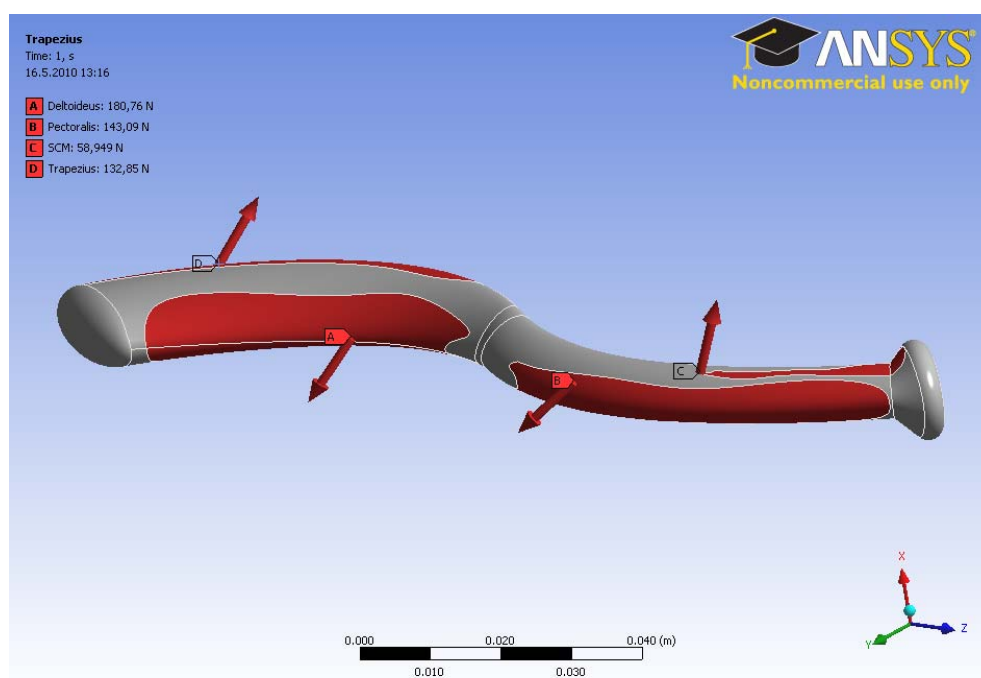
Přestože jsem již zmiňoval (v kapitole 2.4.4), tak musím zopakovat, že určit jednotlivé silové složky svalů působících na klíční kost je velmi nesnadné, ať již podle [1], kde prof. Dylevský uvádí, že není možné vyjmout jediný segment a testovat ho odděleně od ostatních částí lidského skeletu a také proto, že síla svalu každého jedince je různá dle jeho věku, stavby, pohlaví atd. Zastoupení jednotlivých svalových vláken, která mají vliv na výslednou sílu, je dáno až z 90 % genetickými dispozicemi jedince [16].

Když jsem upustil od konkrétních hodnot, které se mi nepodařilo zjistit, tak jsem zvolil metodu, při které stanovím jednotlivé svalové síly empiricky. Znamená to tedy, že síly budu aplikovat na základě získaných znalostí. V potaz budu brát předpokládaný pohyb a mohutnost svalu, který by mohl mít podobný silový poměr za následek. Podrobněji se těmto poměrům budu věnovat při popisu dané simulace.

V místě, kde je kost skloubena s hrudní kostí (art. sternoclavicularis) jsem aplikoval nulový posuv ve všech směrech a kost je zde nehybně spojena s dalším segmentem. Tím by byla kost hrudní.

Vazy, které spojují klíční kost s lopatkou (lig. coracoclavicularis), a také spojení v nadpažku (art. acromioclavicularis) bylo nahrazeno okrajovou podmínkou v ANSYSu nazvané jako *Elastic Support*. Tuto podmínku charakterizuje parametr *Foundation Stiffness* [N/m^3]. Tento parametr je objemovým modulem, který popisuje, jak velká síla změní objem tělesa právě o 1 m^3 . Vzhledem k tomu, že jsem o vazech neměl potřebné údaje, tak jsem tuto podmínku nastavoval experimentálně.

Pozn.: Přestože v nadpažku je klíční kost spojena téměř pevně s lopatkou, tak jsem neaplikoval nulové posuvy ve všech směrech jako u sternálního spoje, protože je nutno se na toto spojení dívat makroskopicky jako na část, která se pohybuje a je omezena pouze vazy a svaly. Pokud by mým úkolem bylo modelovat celý ramenní pletenec, pak by se aplikace okrajových podmínek samozřejmě změnila. Směry svalových sil jsem v ANSYSu určoval nastavením různé velikosti směrových složek sil. (viz Obr. 4.11).

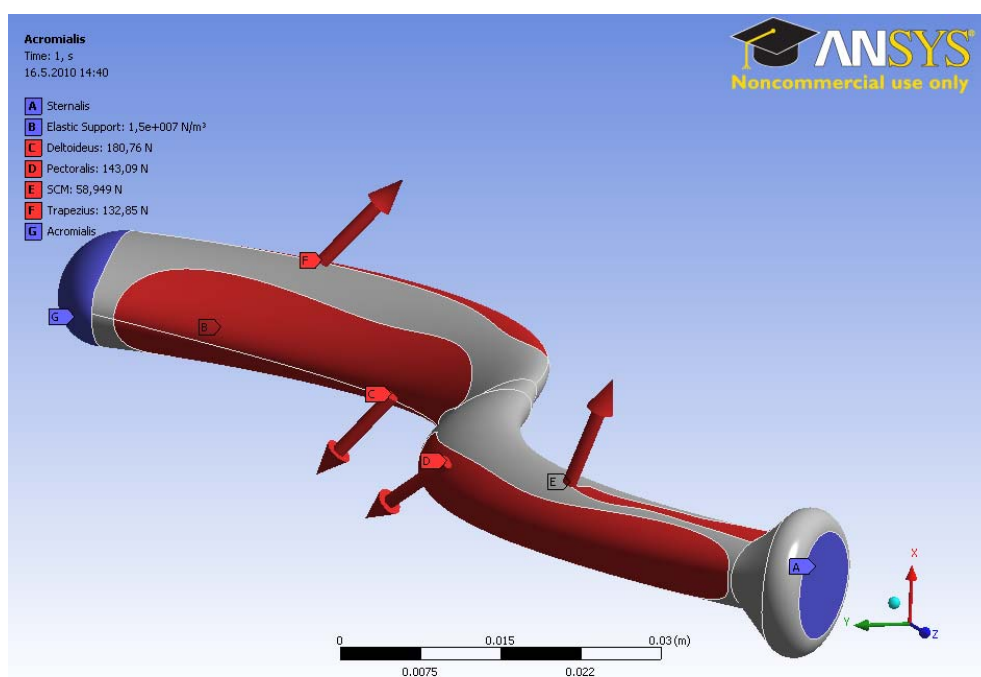


Obr. 4.11 – Směr svalových sil

5 Deformačně-napěťová analýza

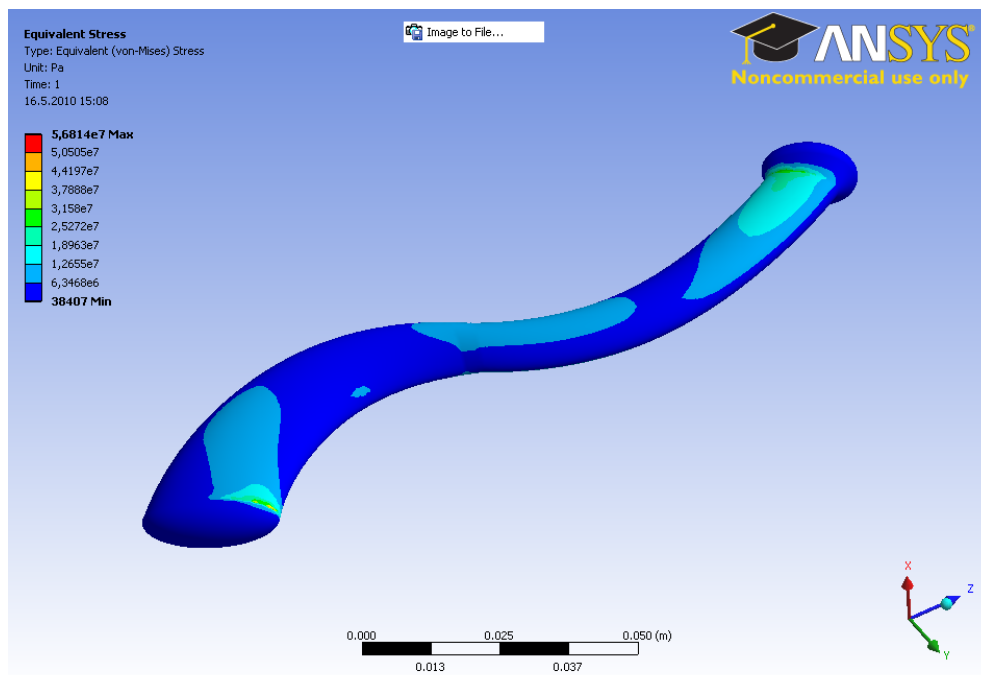
5.1 Výpočet prvního silového poměru

Následujícímu výpočtovému modelu byly stanoveny okrajové podmínky na základě aktuálního zatížení klíční kosti. Předpokládal jsem zatížení pravé horní končetiny břemenem (držení těžší nákupní tašky). Velikosti sil a poměry jsem stanovil na základě anatomických znalostí. Na kost byly v místech kloubních spojů aplikovány okrajové podmínky, které zakazují pohyb všemi směry. Toto si lze představit tak, že se snažíme udržet ramenní kloub v nehnuté poloze a někdo nám na ruku zavěsí břemeno. Na Obr. 5.1 je vidět aplikace okrajových podmínek. Červené šipky znázorňují směry svalových sil. Modře je vyznačena plocha kloubních spojů. Vazy jsou umístěny dle Obr. 4.8. Zaokrouhlené hodnoty sil jsou: SCM = 60 N, Pectoralis = 140 N, Trapezius = 130 N, Deltoideus = 180 N. Pozn.: Uvedené názvy svalů jsou zkráceny, viz 3.4.

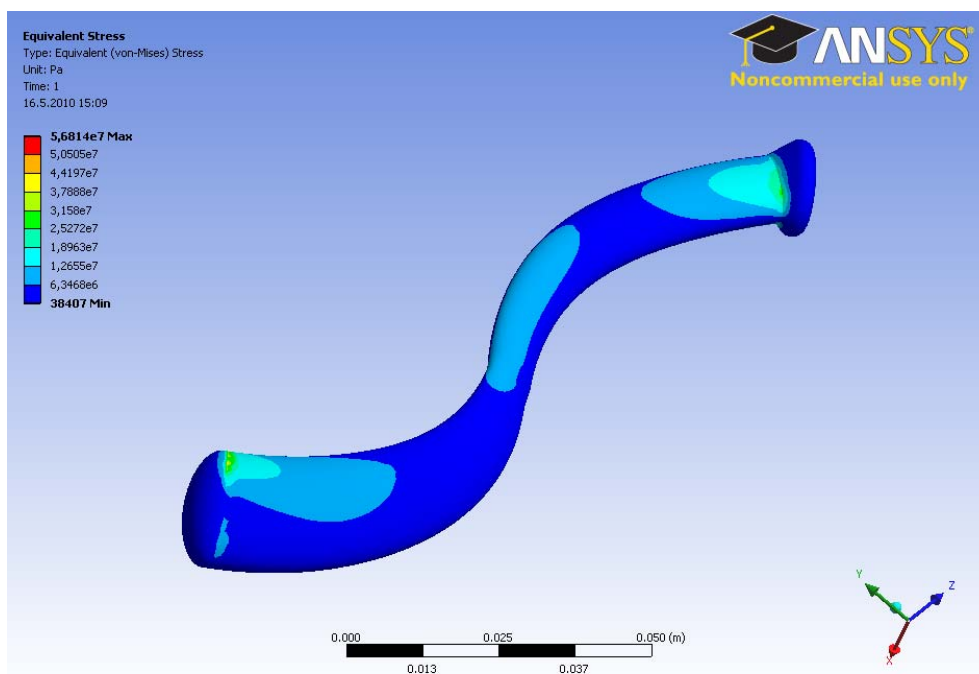


Obr. 5.1 – Okrajové podmínky pro výpočet 1

Na Obr. 5.2 a 5.3 je výsledná deformačně-napěťová analýza, kde je vidět namáhání kosti.

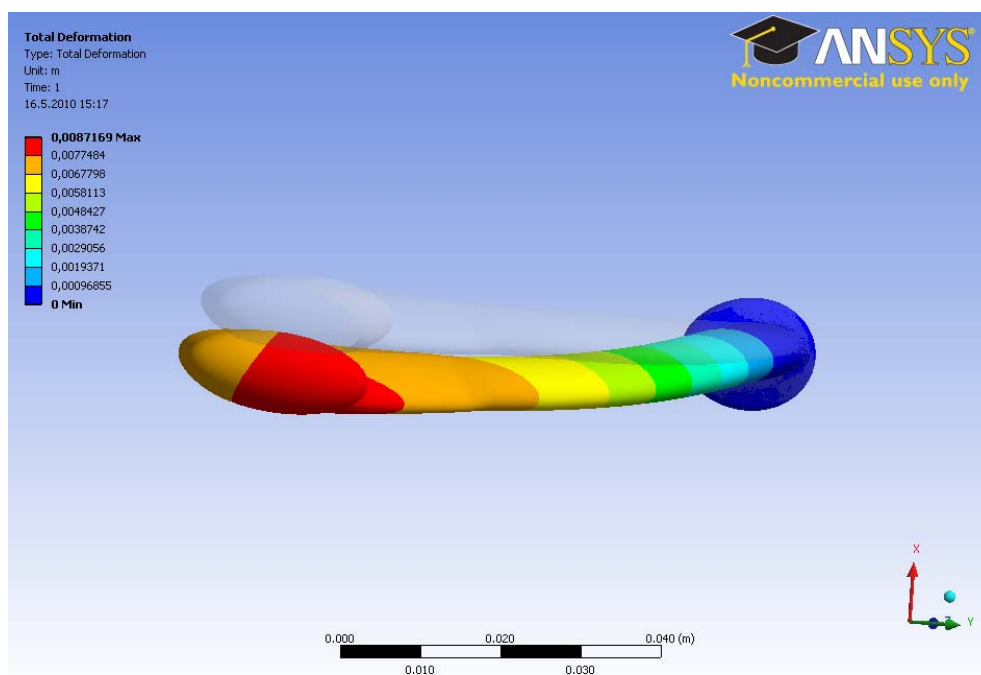


Obr. 5.2 – Namáhání kosti (shora)



Obr. 5.3 – Namáhání kosti (zdola)

Pro tento model zatížení jsem se rozhodl demonstrovat také výsledný výpočet deformace, resp. posunu kosti, při situaci kdy jsem odebral okrajovou podmínku v místě akromiální kloubní plochy. Tuto modelovou situaci si lze představit tak, že rameno je v klidu a volně. Najednou nám na něj někdo zavěsí břemeno a rameno by se tak včetně akromiálního konce klíční kosti mělo posunout níže ve směru působící síly, což potvrzuje Obr. 5.4, kde šedou barvou je naznačen model před aplikací sil.



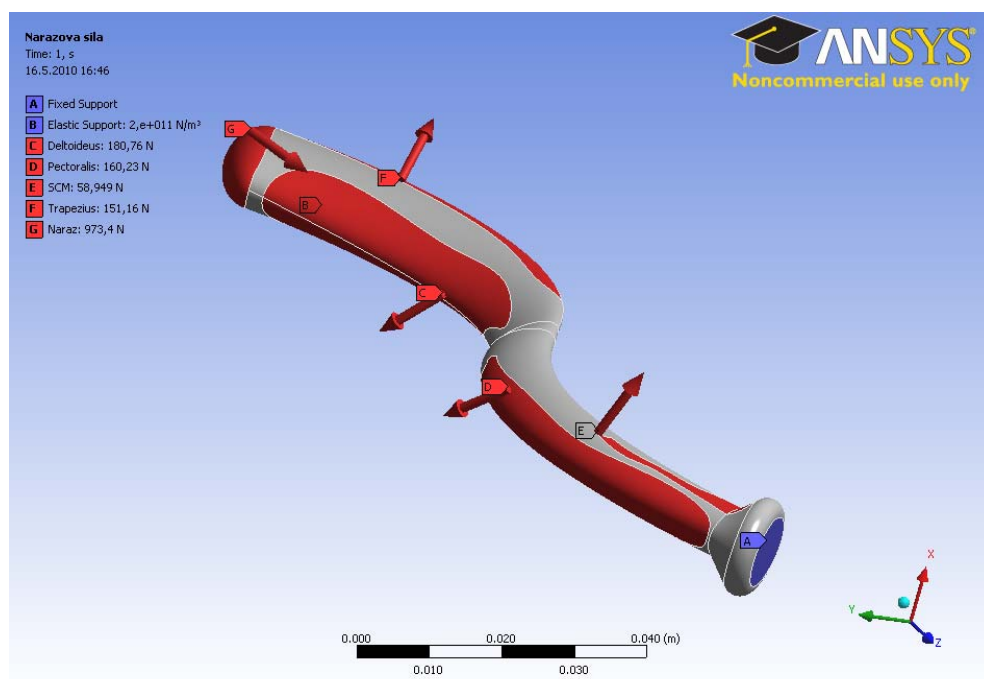
Obr. 5.4 – Pohyb kosti při volném ramenním kloubu

K tomuto řešení bych ještě poznamenal, že v realitě by tento pohyb byl podpořen i pohybem v art. sternoclavicularis, kde by se kost mírně rotovala okolo osy y.

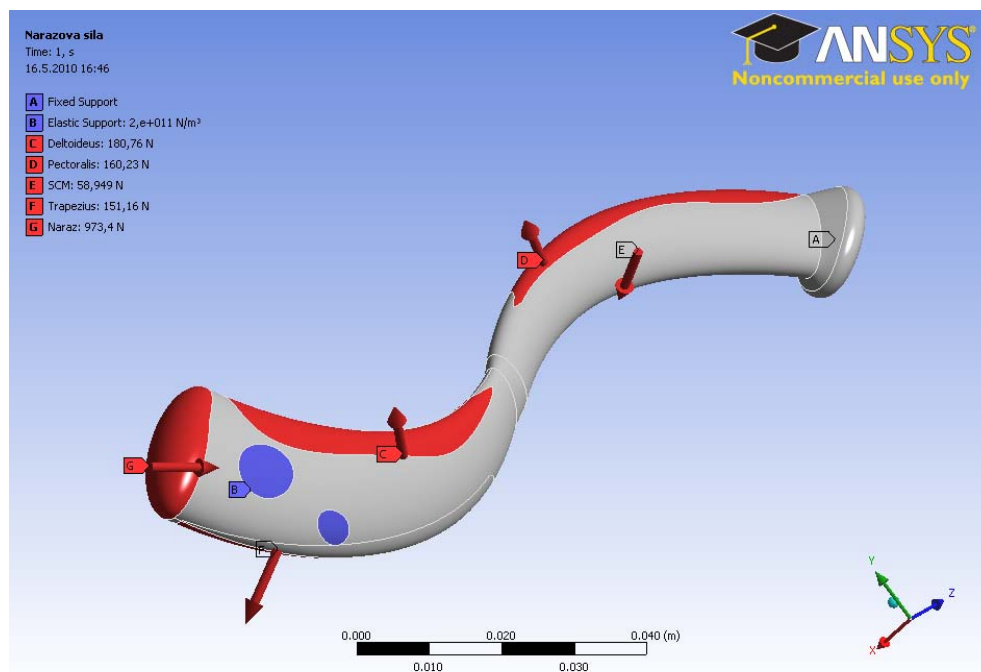
5.2 Výpočet druhého silového poměru s nárazovou silou

Při volbě okrajových podmínek tohoto modelu jsem vycházel ze situace, kdy je horní končetina mírně předpažena a je na ní zavěšeno lehké břemeno a navíc v tu chvíli zapůsobí nárazová síla na rameno z boku. Tuto situaci lze v realitě připodobnit k hokejistovi, který je vražen ramenem na mantinel.

Model je nehybně uchycen pouze v místě sternální kloubní plochy. Akromiální konec kl. kosti je pohyblivý. Na kost působí coracoclaviculární vazy, svalové síly a síla nárazu (Obr. 5.5 a 5.6). Zaokrouhlené hodnoty sil jsou: SCM = 60 N, Pectoralis = 160 N, Trapezius = 150 N, Deltoideus = 180 N a nárazová síla = 970 N.

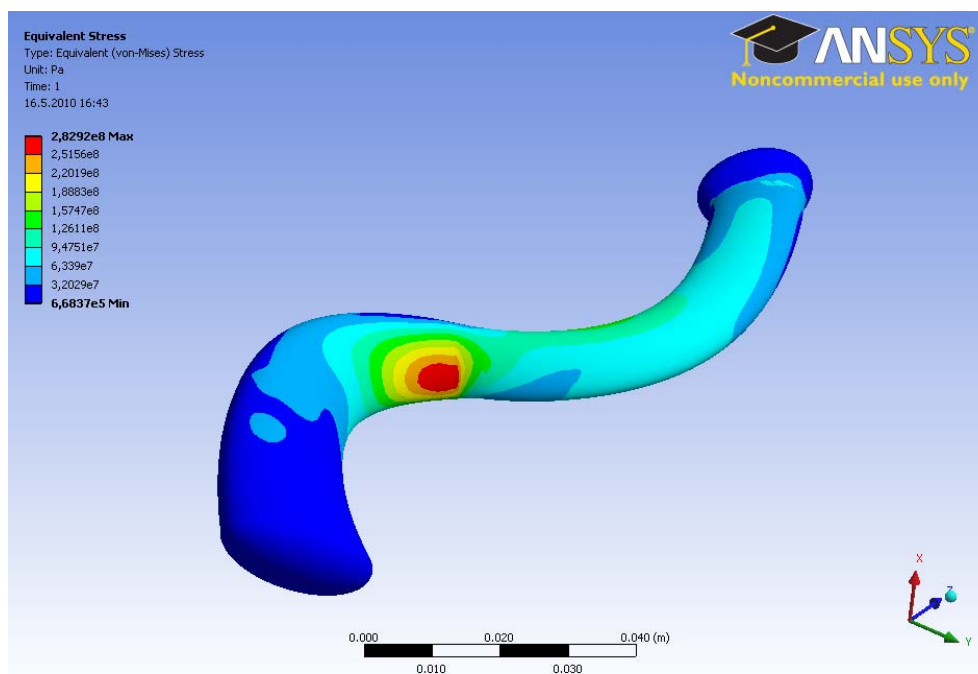


Obr. 5.5 – Okrajové podmínky pro výpočet 2 (shora)

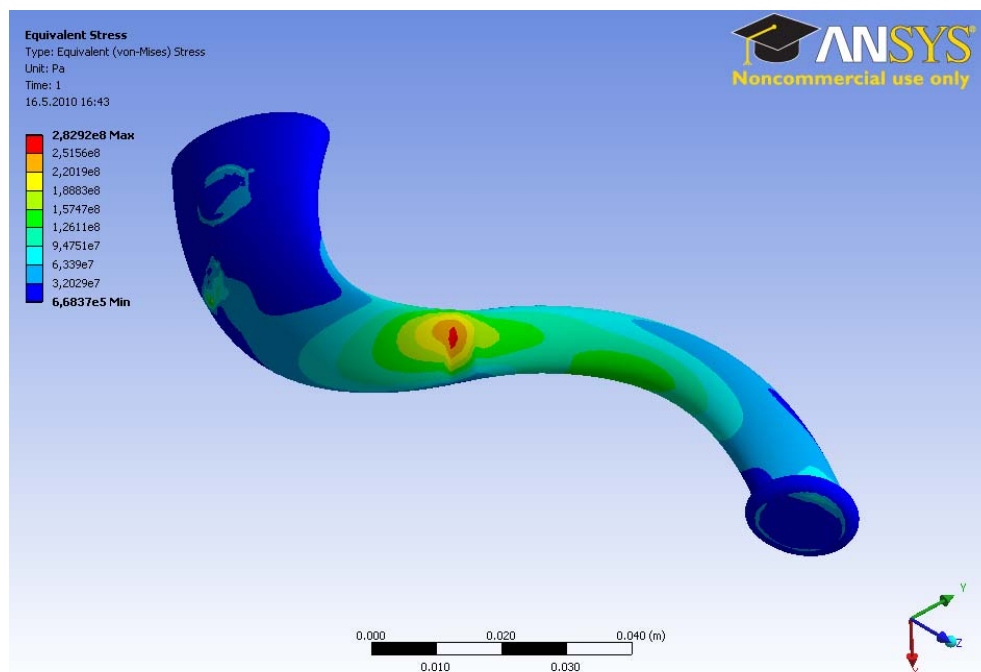


Obr. 5.6 – Okrajové podmínky pro výpočet 2 (zdola)

Následující dva obrázky (Obr. 5.7 a 5.8) zobrazují maximum napětí na klíční kosti, které odpovídá místu nejčastějšího výskytu zlomenin klíční kosti.



Obr. 5.7 – Namáhání kosti (shora)



Obr. 5.8 – Namáhání kosti (zdola)

6 Závěr

Náročnost zpracování byla v jednotlivých fázích rozdílná. Nejmenší problémy jsem měl při studiu anatomie. Tam bylo nutné pouze zvolit správný zdroj informací a ten nastudovat. Tudiž náročnost byla pouze na čas vyhledání. Do druhé fáze jsem se snažil směle vkročit podobně rychlým způsobem, což se ukázalo jako zbrklé. Model jsem musel tudiž tvořit postupně a každý problém koncepčně odstranit. Problém z hlediska tvorby modelu byl tedy s volbou materiálu. Tam bych osobně hodnotil odklon od reálné kosti jako největší, protože materiál byl považován za homogenní a nebyl tudiž brán vliv na různé zastoupení kompakty a spongiózy. Tento problém by nebylo těžké odstranit použitím materiálu, který by kost lépe popisoval. Tvorba geometrie by pak probíhala s tímto vědomím pro spongiózu a kompaktu zvlášť. Do této práce však vyhovoval i takto zjednodušený materiál. Velmi nesnadným se ukázalo určení přesných hodnot svalových sil, což jsem po prostudování literatury zhodnotil jako věc, kterou opustím a pokusím se ji určit empiricky. Stejně tak jako náhradní tuhost vazů, která byla nastavena experimentálně. Sehnat tyto hodnoty se mi nepodařilo a považuji to v podstatě i za nemožné (bez provedení speciálního měření při zvolených pohybech). Z celkového hlediska, po provedení deformačně-

napětíových analýz, mohu prohlásit, že se model chová tak, jak bych na základě studia předpokládal u reálné klíční kosti.

Dovolím si ještě malou zmínku o využitelnosti tohoto modelu. Pokud by k tomuto modelu byly dotvořeny další prvky pletence horní končetiny a byl sestaven skutečný model pletence, na kterém by se dala provádět měření jednotlivých sil, pak by bylo možné provádět simulace, které by poskytovaly výsledky nejenom kvalitativní, ale také kvantitativní. Tohoto modelu by se dalo využívat pro simulace různých situací. Například působení bezpečnostních pásů na horní pletenec při nárazu. Podobné modely, avšak daleko komplexnější, už jsou v praxi používány třeba ve zmíněné situaci při automobilových crash testech (př.: HUMOS = HUman MOdel for Safety). Samozřejmě tyto modely vznikají na základě přesně změřených údajů z magnetických rezonancí (MR) či počítačových tomografií (CT).

Seznam použité literatury

- [1] DYLEVSKÝ Ivan, DRUGA Rastislav, MRÁZKOVÁ Olga. *Funkční anatomie člověka*. 1. vydání, Praha: GRADA Publishing, 2000. 664 stran. ISBN 80-7169-681-1
- [2] DYLEVSKÝ Ivan. *Funkční anatomie*. 1. vydání, Praha: GRADA Publishing, 2009. 544 stran. ISBN 978-80-247-3240-4
- [3] HRONKOVÁ Veronika. *Galaktis – Moderní vzdělávání: Kosti* [online]. 29.4.2009. [cit. 1.4.2010]. URL: (<http://galaktis.cz/clanek/kosti/>)
- [4] *Wikipedia: Kost* [online]. 19. 10. 2005. [cit. 1.1.2010]. URL: (<http://cs.wikipedia.org/wiki/Kost/>)
- [5] PAVLÍK Ondřej. *Bodybuilding.cz: Sval – základní fakta a pojmy* [online]. 19. 4. 2003. [cit. 1. 1. 2010]. URL: (http://www.bodybuilding.cz/pavlik/sval_zakladni_fakta_a_pojmy.htm)
- [6] *Wikipedia: Clavicle* [online]. 10. 4. 2010. [cit. 11. 4.2010]. URL: (<http://en.wikipedia.org/wiki/Clavicle>)
- [7] KOŇAS Petr. *ANSYS: Návod* [online]. [cit. 3.5.2010]. URL: (<http://wood.mendelu.cz/cz/sections/SC/files/ANSYSv11-navod.pdf>).
- [8] HROMÁDKA Rastislav. *Interaktivní webové stránky Anatomického ústavu I. LF UK* [online]. [cit. 10.11. 2010]. URL: (<http://www.anatomina.org/index.php?n=5&IDr=b902c293a2212aa50a250d84e6da7da3&lang=cz&p=0|127|128|#128>)
- [9] ANDERMAHR J., JUBEL A., ELSNER A., JOHANN J., PROKOP A., REHM K. E., KOEBKE J. *Anatomy of the Clavicle and Intramedullary Nailing of Midclavicular Fractures*. 27.2. 2006 Wiley-Liss, Inc. DOI: 10.1002/ca.20269.
- [10] KLIKA Václav. *Matematická a numerická analýza diferenciálních rovnic remodelace kostí*. Diplomová práce na ČVUT v Praze, Fakulta Jaderná a fyzikálně inženýrská. 1.5. 2006.

- [11] NAJDEK Zdeněk. *Deformačně-napěťová analýza femorálního nitrodřevového hřebu*. Diplomová práce na VUT Brno, Fakulta strojního inženýrství. květen 2006.
- [12] Biosciences Web Site. *Muscle Tissues* [online]. [cit. 3.5.2010].
URL: (<http://www.nvo.com/jin/homepage8/>)
- [13] *Wikipedia: Pectorale girdle* [online]. 3. 1. 2007. [cit. 1.1.2010].
URL: (http://en.wikipedia.org/wiki/Pectoral_girdle)
- [14] *The Skeleton: an Ordered Assembly of Bones* [online]. [cit. 1.1.2010].
URL: (<http://www.physioweb.org/IMAGES/scapula.jpg>)
- [15] KACHLÍK David. *Úvod do anatomie – přednáška* [online].
[cit. 1.1.2010]. URL: (www.lf3.cuni.cz/anatomie)
- [16] JANČÍK J., ZÁVODNÁ E., NOVOTNÁ M. *Fyziologie tělesné zátěže – vybrané kapitoly* [online]. Brno 2006 [cit. 3.5.2010].
URL: (<http://is.muni.cz/elportal/estud/fsps/js07/fyzio/texty/ch03.html>)
- [17] *Galway Bay Cycling: Alan Jacobsen lucks out in the Junior Tour* [online]. 7. 11. 2008. [cit. 17.5.2010].
URL: (<http://www.galwaybaycycling.com/drupal/?q=node/49>)